

Aus der II. Medizinischen Klinik und Poliklinik
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

**Beziehungen
zwischen linksventrikulärer Myokardmasse
und vektorkardiographischen Daten**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung der Würde des Doktors der Medizin
der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz

dem Fachbereich Medizin vorgelegt von
Rolf Gerd Schwanz
aus Wiesbaden

Mainz 1980

**Aus der II. Medizinischen Klinik und Poliklinik
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz**

**Beziehungen
zwischen linksventrikulärer Myokardmasse
und vektorkardiographischen Daten**

**INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung der Würde des Doktors der Medizin
der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz**

**dem Fachbereich Medizin vorgelegt von
Rolf Gerd Schwanz
aus Wiesbaden**

Mainz 1980

Dekan:

Prof. Dr. H. Leithoff

1. Gutachter:

Prof. Dr. H.-J. v. Mengden

2. Gutachter:

Prof. Dr. J. Michaelis

Tag der mündlichen Prüfung: 12. NOV. 1980



MEINEN ELTERN
GEWIDMET



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552617_0039

Inhaltsverzeichnis

I.	Einleitung	
	1. Entwicklung der Vektorkardiographie und Möglichkeiten der Myokardmassenbestimmung	S.1
	2. Fragestellung	S.3
II.	Material und Methodik	
	1. Beschreibung der Kollektive	S.4
	2. Erhobene Befunde	
	a) Herzkatheterdaten	S.6
	b) Vektorkardiogramme und Datenanalyse	S.11
III.	Ergebnisse	
	1. Einfache Korrelationen	S.27
	2. Multiple Regression	S.41
	3. Vergleich Volumat - Planimetrie	S.48
IV.	Diskussion	S.50
V.	Zusammenfassung	S.73
VI.	Literaturverzeichnis	S.74

I Einleitung

1. Entwicklung der Vektorkardiographie und Möglichkeiten der Myokardmassenbestimmung

Einen ersten Ansatz der vektoriellen Deutung der Potentialschwankungen, die bei der Erregung des Myokards auftreten, findet sich schon 1913 (10) bei Einthoven und Mitarbeitern. Ihre drei Ableitungen (re Arm, li Arm, li Fuß), das gleichseitige Einthoven'sche Dreieck mit dem Herz als Mittelpunkt, bilden bis heute die Grundlage aller elektrokardiographischen Untersuchungsmethoden.

Ende der 30er Jahre unternahmen unabhängig voneinander Schellong, Wilson und Kimura einen weiteren Schritt in Richtung einer dreidimensionalen Elektrokardiographie.

Schellong stellte 1936 (37) ein rechtwinkliges, räumliches Koordinatensystem vor, bei dem die Potentialschwankungen auf 3 zueinander senkrechte Achsen projiziert wurden (Würfelsystem). Wilson konstruierte 1937 (47) mit Hilfe einer zusätzlichen Elektrode vier gleichseitige Dreiecke und erhielt dadurch ebenfalls eine räumliche Darstellung (Tetraederprinzip). Kimura schließlich veröffentlichte 1937 (20) ein weiteres Kubusmodell.

Untereinander zum Teil verschieden, hatten alle genannten Ableitungssysteme dieselben wesentlichen Fehler: Die Unterschiede in der Stärke der einzelnen Ableitungsachsen infolge der Inhomogenität des Körperleiters waren nicht ausgeglichen. Die zum Nullpunkt des jeweiligen Koordinatensystems exzentrische Herzlage war nicht korrigiert. Die größeren Amplituden der herznahen gegenüber den herzfernen Ableitungen waren als

Störfaktor nicht berücksichtigt.

Mit dem Erkennen dieser Fehlerquelle und neben einer Weiterentwicklung der bildlichen Wiedergabe, geeigneter Oszilloskope etwa, wurden Mitte der fünfziger Jahre drei weitgehend gleichwertige Ableitungsmethoden vorgestellt. Diese Methoden, unter Elimination obiger Störfaktoren konstruiert, stellten erstmals korrigierte, rechtsorthogonale, vektorelektrokardiographische Ableitungen dar. Unter Heranziehung von Simulationen an Torsomodellen zur Berechnung korrigierender Widerstände veröffentlichten zuerst Schmitt und Simonson 1955 (38) ihr System, SVEC III genannt, mit 12 Elektroden. Weiterhin stellten 1956 Frank (12) ein 7-Elektroden Ableitungsprinzip und McFee 1961 (24) ein 9-Elektrodenmodell vor.

Durchgesetzt haben sich weltweit die Frank'schen Ableitungen, die unter anderem computerisierten VKG-Auswertungen von Arvedson (1968) (3) und Pipberger 1971 (32) zu grunde liegen, die es ermöglichen, das EKG zu quantifizieren und zu analysieren. Auch der in dieser Arbeit benutzte Vermessungsteil des Pipberger Programms wertet Frank'sche Elektrokardiogramme aus.

Myokardmassen können exakt naturgemäß nur autoptisch ermittelt werden. Lediglich grobe Schätzungen erlaubt die Röntgenübersichtsaufnahme des Thorax. Die Herzkatheruntersuchung mit Kontrastmitteldarstellung des linken Ventrikels ermöglicht es, indirekt über gemessene Binnen- und Gesamtvolumina des linken Ventrikels die Masse zu bestimmen; bei dieser heutzutage gebräuchlichen Methode werden die Volumina aus planimetrierten Flächen des Röntgenbildes berechnet. Neuerdings stehen halb-automatisierte Computerverfahren zur Verfügung, die aus LV-Angio-Darstellungen in einer oder zwei Ebenen obige Volumengröße genauer ermitteln sollen.

I 2. Fragestellung

Ziel der Untersuchung war es, Möglichkeiten zu finden, Herzkatheterdaten mit VKG Größen zu beschreiben.

Es sollte geprüft werden, ob Zusammenhänge zwischen angiographischen Daten und dem durch Computerauswertung weitgehend quantifizierbaren Vektorkardiogramm nachweisbar sind, die so genaue Informationen, z.B. über die Ventrikelmasse, vermitteln, daß sie die invasive Diagnostik in diesem Bereich ersetzen können. Mit einer 'nichtinvasiven' Methode sollten demnach Größen bestimmt werden, zu deren Ermittlung bisher eine aufwendige Herzkatheterdiagnostik betrieben werden mußte (linksventrikuläre Myokardmasse und Wanddicke, enddiastol. Ventrikelvolumen, endsystolisches Volumen, Systolendauer).

Gleichzeitig bot sich die Klärung der Frage an, ob die derzeitigen technischen Möglichkeiten (z.B. Volumat Auswertung) an Präzision mit den konventionellen Methoden der Ventrikelmassenbestimmung vergleichbar sind.

II Material und Methodik

1. Beschreibung der Kollektive

Die Studie basiert auf den Daten von 330 erwachsenen Patienten beiderlei Geschlechts, die zwischen Januar 1973 und Dezember 1977 in der II. Med. Universitätsklinik Mainz einer Herzkatheterdiagnostik mit linksventrikulärem Angiokardiogramm unterzogen wurden. Bei allen Patienten wurden Elektrokardiogramme nach Frank registriert und nach Telefonübertragung und Analog-Digital-Umwandlung der weiteren Computerverarbeitung zugeführt. Patienten mit Rechtsschenkelblock und Links-schenkelblock wurden nicht in die Untersuchung mit einbezogen.

Aus der Gesamtzahl der Patienten wurden 3 Kollektive nach definierten Kriterien ausgewählt:

1) Kollektiv A

Linksherzbelastung ohne Myokarderkrankung ($n = 41$). Linksherzbelastung wurde angenommen, wenn eines der in Tabelle 1 genannten Kriterien erfüllt war.

2) Kollektiv B

Patienten mit normalen Drucken unter Einschluß von Patienten mit Linksherzbelastung und Myokarderkrankungen ($n = 138$).

3) Kollektiv C

Patienten mit linksventrikulärer Hypertrophie bei Aortenstenose, Aorteninsuffizienz und Mitralinsuffizienz ($n = 70$).

Tabelle 1: Kriterien der Linksbelastung

Mitteldruck linker Vorhof	>	12 mm Hg
Druck linker Ventrikel, Systole	>	150 mm Hg
Druck linker Ventrikel, Enddiastole	>	12 mm Hg
Pulmonalarterieller Kapillardruck	>	12 mm Hg
Mitteldruck Aortenbogen	>	110 mm Hg

Tabelle 2: Herzkatheterdaten

Linksventrikuläre Myokardmasse	(g)
Linksventrikuläre Wanddicke	(mm)
Linksventrikuläres enddiastol. Volumen	(ml)
Linksventrikuläres endsystol. Volumen	(ml)
Dauer der mechanischen Systole	(msec)

II 2. Erhobene Befunde

a) Herzkatheterdaten

Neben der intracardialen Drucken, die zur Differenzierung der Kollektive dienen (vgl. Tabelle 1) werden die in Tabelle 2 aufgeführten Größen ermittelt. Die Systolendauer wird aus der während der Herzkatheterisierung geschriebenen Druckkurve direkt abgelesen. Die ersten vier Größen der Tabelle 2 können aus den Filmaufzeichnungen von links-ventrikulären Angiokardiographien mittels automatisierter Auswertung am Siemens Volumat bestimmt werden. Dieser Kleincomputer eignet sich zur röntgenologischen Volumenbestimmung des Herzventrikels, daneben sind Bestimmungen verschiedener Ventrikeldurchmesser möglich. Zur Auswertung der LV-Angiofilme, aufgenommen in der RAO (right-anterior-oblique oder rechtsschräger) 30° Projektion, wird das Laevogramm über Filmkamera von einem Projektions- schirm auf das Sichtgerät (Monitor) des Volumat- kleincomputers überspielt.

Zu Beginn jeder Bestimmung wird der bei der Registrierung mitgefilmte Maßstab eingegeben: man trägt ihn auf einer Widerstandsfolie des Volumatpultes mittels elektrischem 'Schreibstift' ab und kontrolliert die Eingabe auf dem Monitor. Zum Einzeichnen von Konturen wird der Stift auf die Widerstandsfolie aufgesetzt und als Punkt auf dem Sichtgerät verfolgt. Es ist möglich, die Kontur auszufüllen (Schraffur), zu korrigieren und zu löschen. Die Herzkontur (entspricht enddiastolischem Gesamtvolumen der linken Kammer) wird so umfahren, wie von Just 1976 (19) für die Planimetrie per Hand angegeben (vgl. dazu Abb. 1). Da die äußere Kontur gegenüber der Lunge

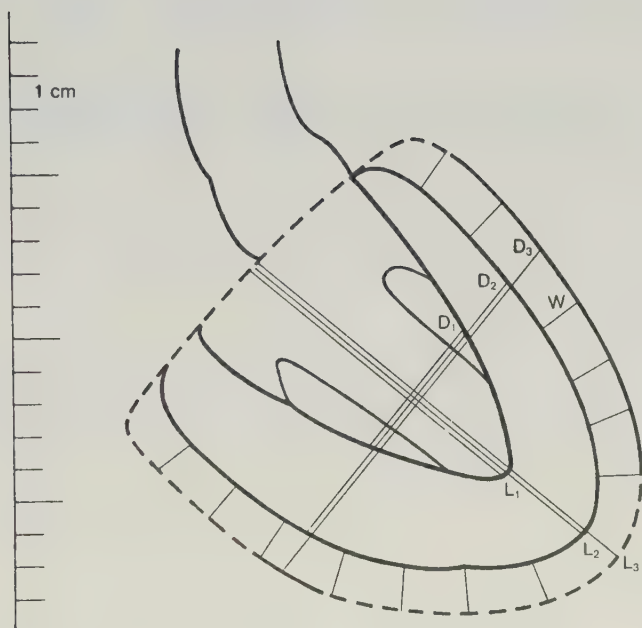


Abbildung 1

Schema des linken Ventrikels in rechtsschräger Projektion

Die äußere Kontur zeigt die enddiastolische Silhouette, wobei die Anteile der Wand, die nicht direkt sichtbar sind, gestrichelt dargestellt sind. Die innere Kontur zeigt das endsystolische Volumen unter Berücksichtigung der Papillarmuskeln.

(nach Just 1976)

oft nicht vollständig sichtbar ist, nimmt man sie dort als gleichmäßig an und schätzt sie gemittelt aus den sichtbaren Teilen des Umfangs. Die Mitral- und Aortenklappenebene wird begradigt.

Zur Bestimmung des Enddiastolischen Volumens und des Endsystolischen Volumens umfährt man den Kontrastmittelschatten und berücksichtigt dabei das tatsächliche Ende der Diastole bzw. Systole sowie die Papillarmuskeln. Bei der Wahl der geeigneten Herzaktion verzichtet man auf Extrasystolen, Postextrasystolen und Herzaktionen nach Kontrastmitteleinstrom (Just 1976).

In die Konturen wird nun bei allen Volumenbestimmungen die größte Längsachse in der Aufnahmeebene durch Festlegung eines Anfangspunktes in der Klappenebene und eines Endpunktes an der Ventrikelspitze eingezeichnet (vgl. Schema Abb. 1). Aus gegebener Länge und umfahrener Fläche errechnet der Computer nun die Volumina: Der Volumat führt die Volumenberechnung nach dem Modell 'Flächen-Längen-Methode' aus der Darstellung der LV-Angiofilme in einer Ebene durch. Der zu messende Körper wird als Rotationsellipsoid angesehen, dessen Volumen sich auf der Fläche und der Längsachse bestimmen läßt. Der Berechnung liegt das von Sandler und Dodge 1968 (35) angegebene Verfahren zugrunde. Alle Volumina errechnen sich als Mittelwert aus drei Messungen, wobei, wenn möglich, drei verschiedene Herzaktionen ausgewertet werden.

Die Dicke der linken Ventrikelwand kann am Volumat durch Festlegung zweier Punkte auf Außen- und Innenkontur direkt abgelesen werden. Die Ventrikelmasse (LVM) wird als wichtigster Parameter aus enddiastolischem Volumen (VED), enddiastolischem Gesamt-

volumen der Kammer einschließlich Ventrikelwand (VGES) und spezifischem Gewicht des Myokards errechnet.

$$\text{LVM} = (\text{VGES} - \text{VED}) \times 1,055$$

(Just 1976)

Alle eben besprochenen Größen werden auf einem standardisiertem Formular erfaßt, wie es Abbildung 2 zeigt.

Handauswertung

Die Herzventrikelvolumina des Vergleichskollektivs C werden von einem anderen Untersucher nach Bestimmung des Maßstabs und Auswahl des Filmbildes vom Projektionsschirm auf durchscheinendes Papier gezeichnet. Der Flächeninhalt wird planimetriert und Längs- und Querachsen werden eingezeichnet.

Das Hohlkörpervolumen errechnet sich nun wie folgt:

$$\text{Vol} = \frac{\pi}{6} \times D^2 \times L \quad \text{oder} \quad \text{Vol} = 0,848 \times \frac{F^2}{L},$$

mit der Fläche F, dem Querdurchmesser D und der Länge L (Just 1976 (19)) nach Greene 1967 (13) und Sandler 1968 (35).

Adressette

ERFASSUNGSBLATT ZUR AUSWERTUNG
VON VKG - DATEN

Aufn.- Gerät		Geb.- Jahr		Prof.- Jahr		Prof.- ziff.		Lfd. Nr.		
2	0									
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11

Coronareographie durchgeführt ?
1 = ja 2 = nein

☐
12

Falls ja, bitte Lechkarten - Nr.
der Spezialdokumentation
"Coronares Befallsmuster" eintragen

13	14	15	16

Ventrikelmasse bestimmt ?
1 = ja 2 = nein

☐
17

Angabe der Ventrikelmasse (g)

18	19	20	21	

Liegt eine Myokarderkrankung vor ?
1 = ja 2 = nein 9 = Zuordnung nicht möglich

☐
22

Wanddicke (mm)

23	24	25	26	27

Enddiastolisches
Volumen (ml)

28	29	30	31	32

Abbildung 2

standardisiertes Formblatt
zur Erfassung angioskardio-
graphischer Daten

Endsystolisches
Volumen (ml)

33	34	35	36	37

Systolendauer (ms)

38	39	40	41	42

0	9	7	7
77	78	79	80

b) Vektorkardiogramme und Datenanalyse

Neben den durch Herzkatherisierung direkt und indirekt bestimmten Daten (s.o.) wurden Vektorkardiogramme nach Frank für die vorliegende Untersuchung ausgewertet. Die Lage der Elektroden im Frank'schen Ableitungssystem, die Richtung der skalaren Ableitungssachsen X, Y, Z, sowie Größe der Widerstände und Schaltung der bipolaren Ableitungen gibt Abbildung 3 wieder.

Alle VKG Daten werden von einem von drei mobilen automatischen Elektrokardiographen (Marquette Transmitter Modell 3000) registriert und telefonisch zur zentralen Computeranlage übermittelt. Die Datenvorbereitung, Analog-Digital Umwandlung und Aufarbeitung erfolgt hier auf einer Rechenanlage PDP 15/76 und einem zentralen Marquette-Terminal.

Korrelationen zwischen VKG Größen und Herzkatheterdaten sowie die Regressionsrechnungen werden mit der Rechenanlage CD 3300 des Universitätsrechenzentrums Mainz ermittelt. Daneben besteht die Möglichkeit einer direkten Mitschrift der 3 skalaren Ableitungen sowie der Projektionen der Vektorschleifen auf die Frontal-, Linkssagittal- und Horizontalebene (vgl. dazu Abbildung 4).

Den Korrelationsrechnungen liegen zugrunde

- 1) Sämtliche Parameter, die das Pipberger-Programm in seiner neuesten Version (AVA 3.6) berechnen läßt, und die die Grundlagen der computermäßigen Befunden bilden;
- 2) räumliche VKG-Daten nach v. Mengden und Brodda (1972), die mit Hilfe eines eigens hierfür entwickelten Programmes berechnet werden.

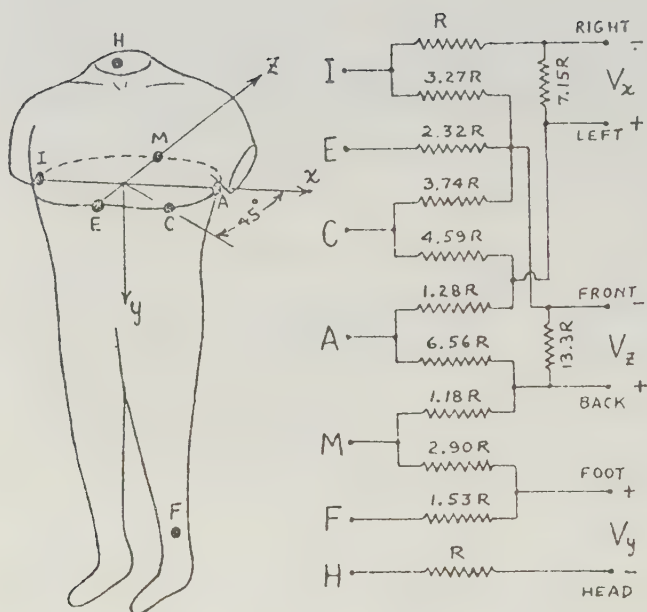


Abbildung 3

Ableitungssystem nach Frank

Die Punkte A,C,E,F,H,I,M geben die Lage der Ableitungselektroden wieder.

(nach Frank 1959)

Abbildung 4 Original VKG Bogen

Patient's Name:

Location:

#

Date:

← CORRESPONDS TO LOOP E POINT

X

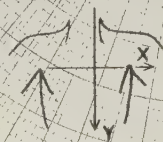
Y

Z

TRANSVERSE PLANE Z



FRONTAL PLANE



TIME (sec)

.4 .2 0 .2 .4 .6 .8 1.0 1.2

50mm/sec

.2 .1 0 .1 .2 .3 .4 .5 .6

100 mm/sec

.1 0 .1 .2 .3

200 mm/sec

CHECK SETTINGS USED

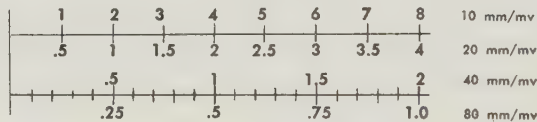
LEAD SYSTEM

TREMOR FILTER*	OUT ☐	IN ☒						☒ FRANK
ECG GAIN	10 ☐	20 ☒	40 ☐	100 ☐	mm/mv			☐ TETRAHEDRON
SCALAR TIME	50 ☐	100 ☒	200 ☐	mm/sec				☐ AXIAL (McFee)
MAGNIFY AMPLITUDE	X1 ☒	X2 ☐	X4 ☐					☐ CUBE
LOOP TIME MARKS	None ☐	250 ☐	500 ☒	per sec				☐ OTHER

*OUT = 500 Hertz response

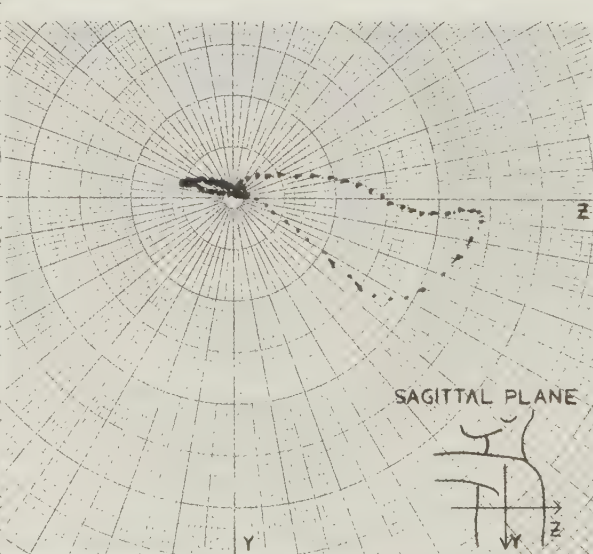
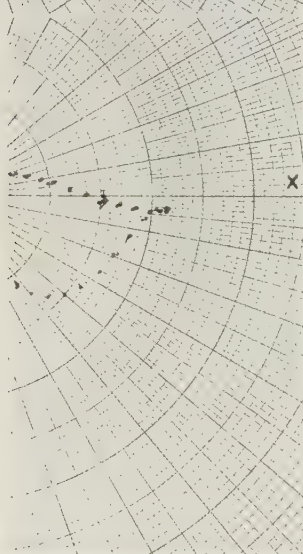
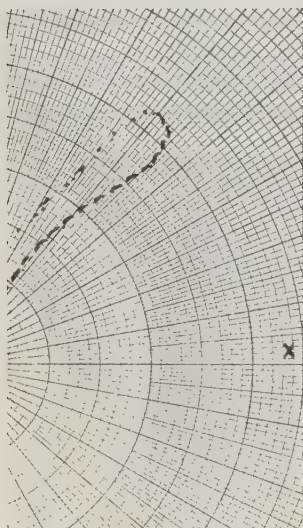
IN = 40 Hertz response

Small direction indicating circles are on the tails
of some (not all) timing dashes.

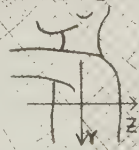


AMPLITUDE SCALES millivolts

ECG Gain X
Mag. Ampl.



SAGITTAL PLANE



Die Tabelle 3 führt die berücksichtigten Vektorgrößen und deren Abkürzungen an, auf die im weiteren Text Bezug genommen wird, geordnet nach Amplitudengrößen (Magnitude, Azimut, Elevation), Winkeln, Zeiten und den speziellen räumlichen Daten. Abbildung 5 zeigt die Orientierung des räumlichen Koordinatensystems und veranschaulicht die Definitionen von Magnitude, Azimut und Elevation eines Vektors.

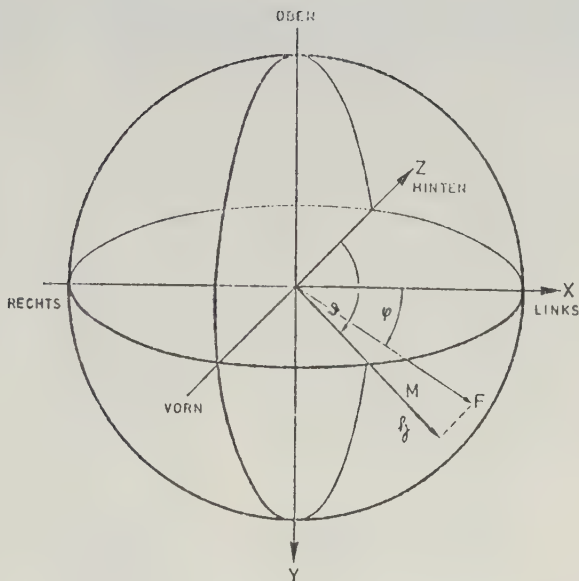


Abbildung 5

Graphische Darstellung der Orientierung des räumlichen Koordinatensystems und der Vektorparameter Magnitude, Azimuth, Elevation

Magnitude M des Vektors F

Azimuth (φ): Winkel zwischen positiver x -Achse und Projektion des Vektors auf die Frontalebene

Elevation (θ): Winkel zwischen positiver z -Achse und räumlichen Vektor

(nach v. Mengden, Brodda 1972)

Tabelle 3: Auflistung aller im Computer VKG Programm berücksichtigten Vektordaten, geordnet nach Amplituden, Winkel, Zeiten und speziellen räumlichen Daten

Nr.	Abkürzung	Bedeutung	Masseinheit
4	1/8 QRS X	Amplitude des QRS Komplexes in Abl. X zum Zeitpunkt 1/8 des Schleifenumlaufes	mV
5	1/8 QRS Y	dto. in Abl. Y	mV
6	1/8 QRS Z	dto. in Abl. Z	mV
7	1/8 QRS Elevation	Elevation des QRS Komplexes zum Zeitpunkt 1/8 des Schleifenumlaufes	Winkelgrad
8	2/8 QRS X	Amplitude des QRS Komplexes in Abl. X zum Zeitpunkt 2/8 des Schleifenumlaufes	mV
9	2/8 QRS Y	dto. in Abl. Y	mV
10	2/8 QRS Z	dto. in Abl. Z	mV
11	2/8 QRS Elevation	Elevation des QRS Komplexes zum Zeitpunkt 2/8 des Schleifenumlaufes	Winkelgrad
12	3/8 QRS X	Amplitude des QRS Komplexes in Abl. X zum Zeitpunkt 3/8 des Schleifenumlaufes	mV
13	3/8 QRS Y	dto. in Abl. Y	mV
14	3/8 QRS XY	Amplitude des QRS Komplexes in der Frontalebene zum Zeitpunkt 3/8 des Schleifenumlaufes	mV
15	3/8 QRS XZ	dto. in der Horizontalebene	mV

Tabelle 3: Fortsetzung

Nr.	Abkürzung	Bedeutung	Maßeinheit
16	3/8 QRS XYZ	räumlicher Vektor des QRS Komplexes zum Zeitpunkt 3/8 des Schleifenumlaufes	mV
17	3/8 QRS Elevation	Elevation des QRS Vektors zum Zeitpunkt 3/8 des Schleifenumlaufes	Winkelgrad
18	4/8 QRS X	Amplitude des QRS Komplexes in Abl. X zum Zeitpunkt 4/8 des Schleifenumlaufes	mV
19	4/8 QRS Y	dto. in Abl. Y	mV
20	4/8 QRS Z	dto. in Abl. Z	mV
21	4/8 QRS XY	dto. in der Frontalebene	mV
22	4/8 QRS XZ	dto. in der Horizontalebene	mV
23	4/8 QRS XYZ	räumlicher Vektor des QRS Komplexes zum Zeitpunkt 4/8 des Schleifenumlaufes	mV
24	5/8 QRS X	Amplitude des QRS Komplexes in Abl. X zum Zeitpunkt 5/8 des Schleifenumlaufes	mV
25	5/8 QRS Y	dto. in Abl. Y	mV
26	5/8 QRS Z	dto. in Abl. Z	mV
27	5/8 QRS XZ	dto. in Horizontalebene	mV
28	5/8 QRS XY	dto. in Frontalebene	mV
29	5/8 QRS XYZ	räumlicher Vektor des QRS Komplexes zum Zeitpunkt 5/8 des Schleifenumlaufes	mV

Tabelle 3: Fortsetzung

Nr.	Abkürzung	Bedeutung	Maßeinheit
30	6/8 QRS X	Amplitude des QRS Komplexes in Ableitung X zum Zeitpunkt 6/8 des Schleifenumlaufes	mV
31	6/8 QRS XZ	dto. in Horizontalebene	mV
32	6/8 QRS XYZ	räumlicher Vektor des QRS Komplexes zum Zeitpunkt 6/8 des Schleifenumlaufes	mV
33	7/8 QRS X	Amplitude des QRS Komplexes in Ableitung X zum Zeitpunkt 7/8 des Schleifenumlaufes	mV
81	2/8 ST-T Z	Amplitude des ST-T Segmentvektors in Ableitung Z zum Zeitpunkt 2/8 des Schleifenumlaufes	mV
34	2/8 ST-T Y	dto. in Ableitung Y	mV
114	3/8 ST-T X	dto. in Ableitung X zum Zeitpunkt 3/8 des Schleifenumlaufes	mV
35	3/8 ST-T Z	dto. in Ableitung Z zum Zeitpunkt 3/8 des Schleifenumlaufes	mV
83	4/8 ST-T X	dto. in Ableitung X zum Zeitpunkt 4/8 des Schleifenumlaufes	mV
36	4/8 ST-T Z	dto. in Ableitung Z zum Zeitpunkt 4/8 des Schleifenumlaufes	mV
117	5/8 ST-T X	dto. in Ableitung X zum Zeitpunkt 5/8 des Schleifenumlaufes	mV

Tabelle 3: Fortsetzung

Nr.	Abkürzung	Bedeutung	Maßeinheit
34	5/8 ST-T Z	Amplitude des ST-T Segmentvektors in Ableitung Z zum Zeitpunkt 5/8 des Schleifenumlaufes	mV
37	6/8 ST-T Y	dto. in Ableitung Y zum Zeitpunkt 6/8 des Umlaufes	mV
38	6/8 ST-T Z	dto. in Ableitung Z zum Zeitpunkt 6/8 des Umlaufes	mV
39	Max QRS XY	größte Amplitude des QRS Vektors in der Frontalebene	mV
40	Max QRS XZ	dto. in Horizontalebene	mV
112	Max QRS ZY	dto. in Sagittalebene	mV
41	Max QRS XYZ	größte Amplitude des räumlichen QRS Vektors	mV
42	Max QRS Elevation	Elevation des maximalen räumlichen QRS Vektors	Winkelgrad
85	Max T XZ	größte Amplitude des räumlichen T-Vektors in der Horizontalebene	mV
86	Max T ZY	dto. in der Sagittalebene	mV
45	R Amp X	Amplitude von R in der Ableitung X	mV
51	R Amp Y	dto. in Ableitung Y	mV
56	R Amp Z	dto. in Ableitung Z	mV
48	T Amp X	Amplitude von T in Ableitung X	mV
125	R Max	größter räumlicher R-Vektor	mV
126	Azimuth R Max	Azimuth des größten räumlichen R Vektors	Winkelgrad

Tabelle 3: Fortsetzung

Nr.	Abkürzung	Bedeutung	Masseinheit
127	Elevation R Max	Elevation des größten räumlichen R Vektors	Winkelgrad
128	T Max	größter räumlicher T Vektor	mv
129	Azimet T Max	Azimet des größten räumlichen T Vektors	Winkelgrad
130	Elevation T Max	Elevation des größten räumlichen T Vektors	Winkelgrad
111	J QRS XYZ	räumlicher Vektor zu dem Punkt, an dem der QRS-Komplex in das ST-T Segment übergeht	mv
60	FCTN (1/8 QRS XY Angle)	Winkel zwischen QRS Vektor zum Zeitpunkt 1/8 des Schleifenumlaufes und der Frontalebene	Winkelgrad
61	FCTN (1/8 QRS XZ Angle)	dto. Winkel zur Horizontalebene	Winkelgrad
62	FCTN (1/8 QRS ZY Angle)	dto. Winkel zur Sagittalebene	Winkelgrad
63	FCTN (2/8 QRS XY Angle)	Winkel zwischen QRS Vektor zum Zeitpunkt 2/8 des Schleifenumlaufes und Frontalebene	Winkelgrad
64	FCTN (2/8 QRS XZ Angle)	dto. Winkel zur Horizontalebene	Winkelgrad
65	FCTN (2/8 QRS ZY Angle)	dto. Winkel zur Sagittalebene	Winkelgrad

Anmerkung: FCTN bezeichnet eine besondere ~~Trans~~formation zur Erréchnung der Normalverteilung der Meßwerte.

Tabelle 3: Fortsetzung

Nr.	Abkürzung	Bedeutung	Maßeinheit
66	FCTN (3/8 QRS XY Angle)	Winkel zwischen QRS Vektor zum Zeitpunkt 3/8 des Schleifenumlaufs und Frontalebene	Winkelgrad
67	FCTN (3/8 QRS XZ Angle)	dto. Winkel zur Horizontalebene	Winkelgrad
68	FCTN (3/8 QRS ZY Angle)	dto. Winkel zur Sagittalebene	Winkelgrad
69	FCTN (4/8 QRS ZY Angle)	Winkel zwischen QRS Vektor zum Zeitpunkt 4/8 des Schleifenumlaufs und Sagittalebene	Winkelgrad
92	FCTN (5/8 QRS XZ Angle)	Winkel zwischen QRS Vektor zum Zeitpunkt 5/8 des Schleifenumlaufs und Horizontalebene	Winkelgrad
93	FCTN (5/8 QRS ZY Angle)	dto. Winkel zur Sagittalebene	Winkelgrad
58	FCTN (Max QRS XY Angle)	Winkel zwischen größtem QRS Vektor und Frontalebene	Winkelgrad
87	FCTN (Max QRS XZ Angle)	dto. Winkel zur Horizontalebene	Winkelgrad
88	FCTN (Max QRS ZY Angle)	dto. Winkel zur Sagittalebene	Winkelgrad
59	FCTN (Max QRS Azimuth)	Azimuth des größten räumlichen QRS Vektors	Winkelgrad
89	FCTN (Max ST-T Azimuth)	Azimuth des größten räumlichen ST-T Segment-Vektors	Winkelgrad
90	FCTN (Max T XZ Angle)	Winkel zwischen größtem räumlichen T-Vektor und Horizontalebene	Winkelgrad
170	A RM TM	räumlicher Winkel zwischen R Max und T Max	Winkelgrad

Tabelle 3: Fortsetzung

Nr.	Abkürzung	Bedeutung	Maßeinheit
171	A PR PT	räumlicher Winkel zwischen Polarvektor R und Polarvektor T	Winkelgrad
172	A GR GT	räumlicher Winkel zwischen Integralvektor R und Integralvektor T	Winkelgrad
173	A SR ST	räumlicher Winkel zwischen Schwerpunktvektor R und Schwerpunktvektor T	Winkelgrad
77	R DUR X	Zeitdauer des R Vektors in Ableitung X	msec
57	R DUR Z	dto. in Ableitung Z	msec
124	QRS DUR	Zeitdauer des QRS Vektors	msec
47	R Peak Time X	Zeit bis zum größten R Vektor in Ableitung X	msec
53	R Peak Time Y	dto. in Ableitung Y	msec
119	R Peak Time Z	dto. in Ableitung Z	msec
175	ZT	Zeitdauer des T Komplexes	msec
176	ZRM	Zeitdauer vom Anfang des QRS Komplexes bis R Max	msec
177	ZTM	Zeitdauer von Anfang der T-Welle bis T Max	msec

Tabelle 3: Fortsetzung

Nr.	Abkürzung	Bedeutung	Masseinheit
131	QORS	räumlicher Integralvektor über den QRS Flächen	μVsec
132	Azimuth QORS	"	Winkelgrad
133	Elevation QORS	"	Winkelgrad
134	GT	räumlicher Integralvektor über den T-Wellen	μVsec
135	Azimuth GT	"	Winkelgrad
136	Elevation GT	"	Winkelgrad
137	QORST	räumlicher Integralvektor über dem QRS-Komplex und den T-Wellen (Ventrikelgradient)	μVsec
138	Azimuth QORST	"	Winkelgrad
139	Elevation QORST	"	Winkelgrad
140	PQRS	Polarvektor der QRS Schleife	$(\text{mV})^2$
141	Azimuth PQRS	"	Winkelgrad
142	Elevation PQRS	"	Winkelgrad
143	PT	Polarvektor der T Schleife	$(\text{mV})^2$
144	Azimuth PT	"	Winkelgrad
145	Elevation PT	"	Winkelgrad
146	SQRS	Vektor zum Schwerpunkt der QRS Schleife	mV
147	Azimuth SQRS	"	Winkelgrad
148	Elevation SQRS	"	Winkelgrad

Tabelle 3: Fortsetzung

Nr.	Abkürzung	Bedeutung	Masseinheit
149	ST	Vektor zum Schwerpunkt der T-Schleife	mV
150	Azim. ST	Azimuth	
151	Elev. ST	Elevation	Winkelgrad
152	STM	Mittlerer Vektor im ST-Strecken Bereich	mV
153	Azim. STM	Azimuth	Winkelgrad
154	Elev. STM	Elevation	Winkelgrad
155	X QRS A	Vektor am Anfang der QRS Schleife	mV
156	Azim. X QRS A	Azimuth	Winkelgrad
157	Elev. X QRS A	Elevation	Winkelgrad
158	X QRS E	Vektor am Ende der QRS Schleife	mV
159	Azim. X QRS E	Azimuth	Winkelgrad
160	Elev. X QRS E	Elevation	Winkelgrad
161	V QRS G	Vektor zum Zeitpunkt der größten Umlaufgeschwindigkeit der QRS Schleife	mV
162	Azim. V QRS G	Azimuth	
163	Elev. V QRS G	Elevation	Winkelgrad
164	V QRS N	Vektor zum Zeitpunkt der zweit größten Umlaufgeschwindigkeit innerhalb der QRS Schleife	mV
165	Azim. V QRS N	Azimuth	Winkelgrad
166	Elev. V QRS N	Elevation	Winkelgrad

Tabelle 3: Fortsetzung

Nr.	Abkürzung	Bedeutung	Masseinheit
167	V QRS M	Vektor zum Zeitpunkt der minimalen Umlaufgeschwindigkeit innerhalb V QRS G und V QRS N	mV
168	Azim. V QRS M	Azimuth	Winkelgrad
169	Elev. V QRS M	Elevation	Winkelgrad

III Ergebnisse

Zur statistischen Auswertung des umfangreichen Materials werden aus der Gesamtzahl der Patienten drei Kollektive gebildet (Definition der Gruppen s.o.). Für die beiden Gruppen Kollektiv A und Kollektiv B sind zunächst einfache Korrelationen der in Tabelle 2 (s.o.) aufgeführten Herzkatheterdaten (Ventrikelmasse, Wanddicke, Enddiastol. Volumen, Endsystolisches Volumen, Systolendauer) mit den 128 in Tabelle 3 (s.o.) aufgeführten Vektorparametern angegeben. Weiterhin werden in beiden Kollektiven multiple Regressionsrechnungen mit den Vektorgrößen aus Tabelle 3 durchgeführt und dazugehörige Regressionsgleichungen für die Ventrikelmasse und die Wanddicke bestimmt. Kollektiv C diente dem Vergleich zwischen Myokardmassenbestimmung mittels automatisierter Volumat Auswertung und konventioneller planimetrischer Bestimmung.

1. Lineare Korrelationen

1a) Einfache Korrelationen zwischen Kollektiv A (Linksbelastung) und EKG/VKG-Daten

Ventrikelmasse

Für die Ventrikelmasse ergab sich als höchste einfache Korrelation der Korrelationskoeffizient $r = 0,62$ mit der Magnitude des QRS Komplexes in der Horizontalebene zum Zeitpunkt 4/8 des Schleifenumschlags (4/8 QRS XZ). In der Abbildung 6 ist dieser Zusammenhang graphisch dargestellt, die Regressionsgleichung lautet

$$y = 73,2 + 144x.$$

Die weiteren Korrelationen mit der Ventrikelmasse sind in Tabelle 4, nach der Höhe der Korrelationskoeffizienten geordnet, angegeben. Die Korrelationen gelten bei 41 Fällen als signifikant von Null verschieden, wenn $r > 0,30$. (Diese und die folgenden Signifikanzangaben beziehen sich auf eine Irrtumswahrscheinlichkeit $p \leq 0,05$.)

Wanddicke

Die beste Korrelation mit der Wanddicke erzielte der Polarvektor T mit $r = 0,64$. Dieser Zusammenhang ist in Abbildung 7 graphisch dargestellt:
 $Y = 11,1 + 56,8x.$

Tabelle 5 zeigt die Liste der weiteren Vektorgrößen nach Höhe der Korrelation geordnet.

Übrige Daten

Tabelle 6 zeigt die besten Korrelationen mit dem enddiastolischen Ventrikelvolumen auf, die höchste Korrelation ergab $r = 0,40$ mit dem Winkel zwischen dem QRS Vektor und der Horizontalebene zum Zeitpunkt $3/8$ des Schleifenumlaufes (FCTN $3/8$ QRS XZ Angle).

Derselbe Vektor ergab auch die beste Korrelation $r = - 0,51$ mit dem endsystolischen Ventrikelvolumen; mit der Systol.dauer korrelierte am höchsten der Ventrikelgradient GQRST mit $r = 0,37$.

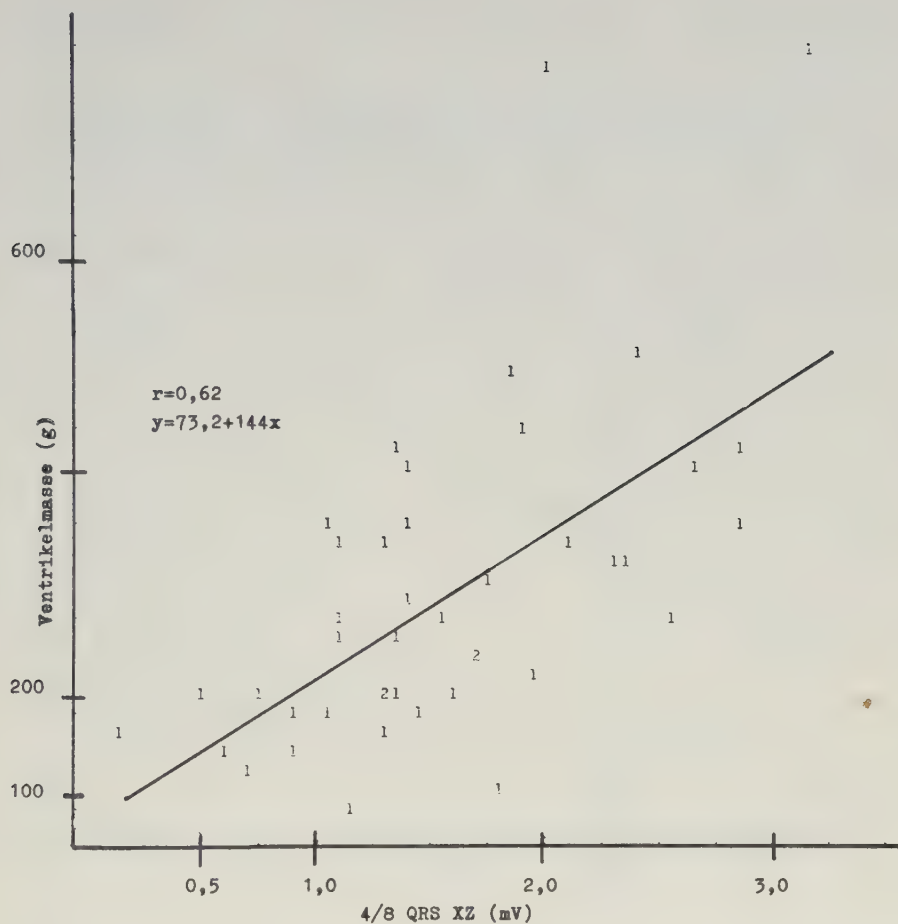


Abbildung 6

Regressionsgerade zwischen Ventrikelmasse und dem Parameter 4/8 QRS XZ im Kollektiv A (Linksbelastung)

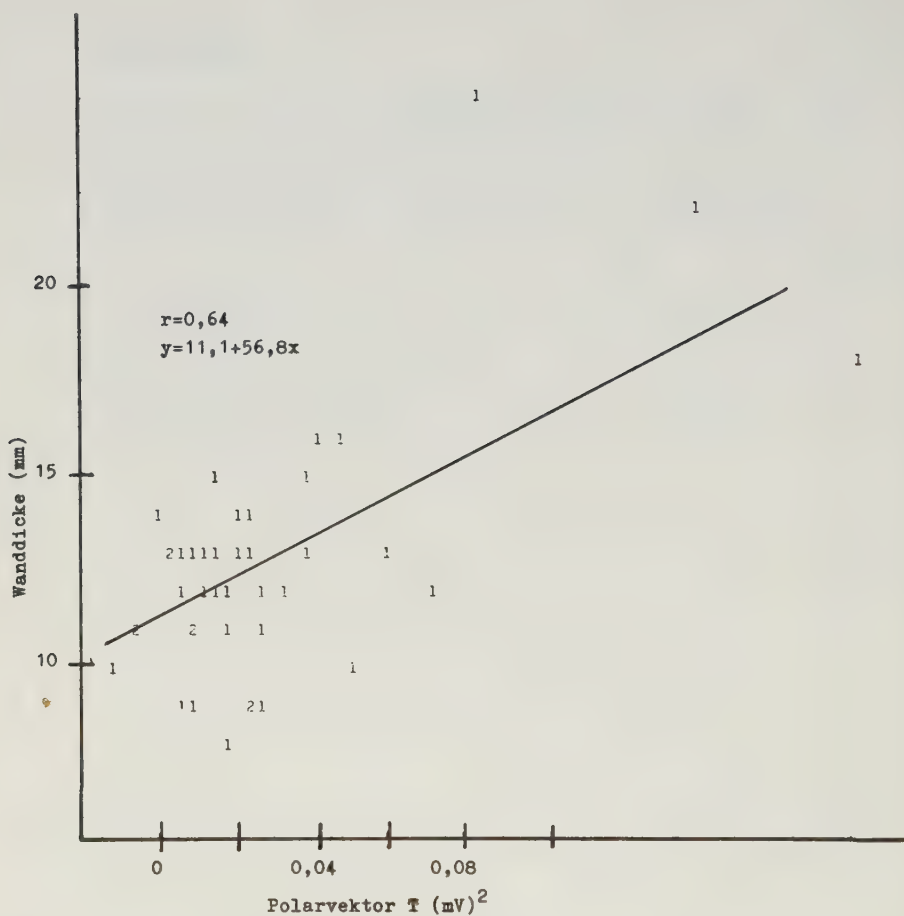


Abbildung 7

Regressionsgerade zwischen Wanddicke und dem
Parameter Polarvektor T im Kollektiv A (Linksbelastung)

Tabelle 4

Korrelationen zwischen der Ventrikelmasse im Kollektiv A und den Vektorparametern nach der Größe der Korrelationskoeffizienten geordnet:

Vektorgrößen	Korrelationskoeffizienten r
4/8 QRS XZ	0,62
Max QRS XZ	0,57
4/8 QRS XYZ	0,57
Max QRS XYZ	0,53
5/8 QRS XZ	0,51
4/8 QRS X	0,49
R Peak Time X	0,48
R Amp X	0,48
5/8 QRS XYZ	0,48
3/8 ST-T X	- 0,47
QRS DUR	0,45
FCTN (3/8 QRS XZ Angle)	- 0,45
4/8 QRS Z	0,45
GQRS	0,44
4/8 QRS XY	0,43
Max QRS XY	0,43
R Amp Z	0,43
J QRS XYZ	0,42
6/8 QRS XZ	0,42
FCTN (3/8 QRS ZY Angle)	0,42

Tabelle 5

Korrelationen zwischen der Wanddicke und den Vektorgrößen im Kollektiv A nach der Größe der Korrelationskoeffizienten geordnet.

Vektorgrößen	Korrelationskoeffizienten
Polarvektor T	0,64
4/8 ST-T X	- 0,61
T Amp X	- 0,59
5/8 ST-T X	- 0,59
QRS	0,58
3/8 ST-T X	- 0,57
4/8 QRS XZ	0,57
5/8 QRS XZ	0,55
6/8 QRS XZ	0,55
5/8 QRS XYZ	0,51
ST	0,50
SQRS	0,49
4/8 QRS XYZ	0,49
Max T XZ	0,49
Max QRS XZ	0,49
6/8 QRS XYZ	0,48
J QRS XYZ	0,48
T Max	0,48
Elev. PT	0,47
GT	0,47
R Amp X	0,47

Tabelle 6

Korrelationen zwischen dem enddiastolischen Ventrikelvolumen und den Vektorparametern (Kollektiv A).

Vektorgrößen	Korrelationskoeffizienten
FCTN (3/8 QRS XZ Angle)	- 0,40
4/8 QRS XZ	0,39
4/8 QRS XYZ	0,37
Max QRS XZ	0,36
Max QRS XYZ	0,34
FCTN (2/8 QRS ZY Angle)	- 0,33
R DUR Z	0,31
4/8 QRS X	0,30
Elev. QQRST	- 0,30

- b) Einfache Korrelation zwischen Kollektiv B
(Normale u.a.) und EKG/VKG Daten

Ventrikelmasse

Als beste Korrelation erwies sich die Beziehung zwischen Ventrikelmasse und der Magnitude des QRS Vektors in der Horizontalebene zum Zeitpunkt 5/8 des Schleifenumlaufs (5/8 QRS XZ) mit $r = 0,52$. Eine graphische Darstellung dieses Zusammenhanges findet sich in Abbildung 8, die Gleichung der Regressionsgerade lautet $Y = 130 + 112,7X$.

Die Reihenfolge der weiteren einfachen Korrelationen gibt Tabelle 7 wieder, die Korrelation ist bei 138 Fällen signifikant, wenn $r > 0,17$.

Wanddicke

Mit der Magnitude des QRS Vektors in der Horizontalebene zum Zeitpunkt 6/8 des Schleifenumlaufs (6/8 QRS XZ) fand sich die höchste Korrelation mit der Wanddicke mit $r = 0,46$. Die graphische Darstellung dieses Zusammenhanges in Abbildung 9 zeigt auch wiederum die Regressionsgerade, definiert durch die Gleichung $Y = 8,4 + 5,1x$.

Tabelle 8 zeigt die weiteren nach Größe geordneten einfachen Korrelationen mit der Wanddicke.

Übrige Daten

Die besten Korrelationen ergaben sich zwischen: enddiastol. Volumen und der Magnitude des QRS Vektors in der Horizontalebene zum Zeitpunkt 4/8 des Schleifenumlaufs (4/8 QRS XZ) mit $r = 0,36$;

endsystolischem Volumen und Winkel zwischen
Sagittalebene und QRS Vektor zum Zeitpunkt $3/8$
des Schleifenumlaufs (FCTN ($3/8$ QRS ZY Angle))
mit $r = - 0,51$;
Systolendauer und räumlichem Vektor zum Punkt
des Übergangs von QRS-Komplex in die ST-T Schlei-
fe (JQRS XYZ) mit $r = - 0,35$.

Die übrigen Korrelationskoeffizienten sind in
Tabelle 9 zusammengestellt.

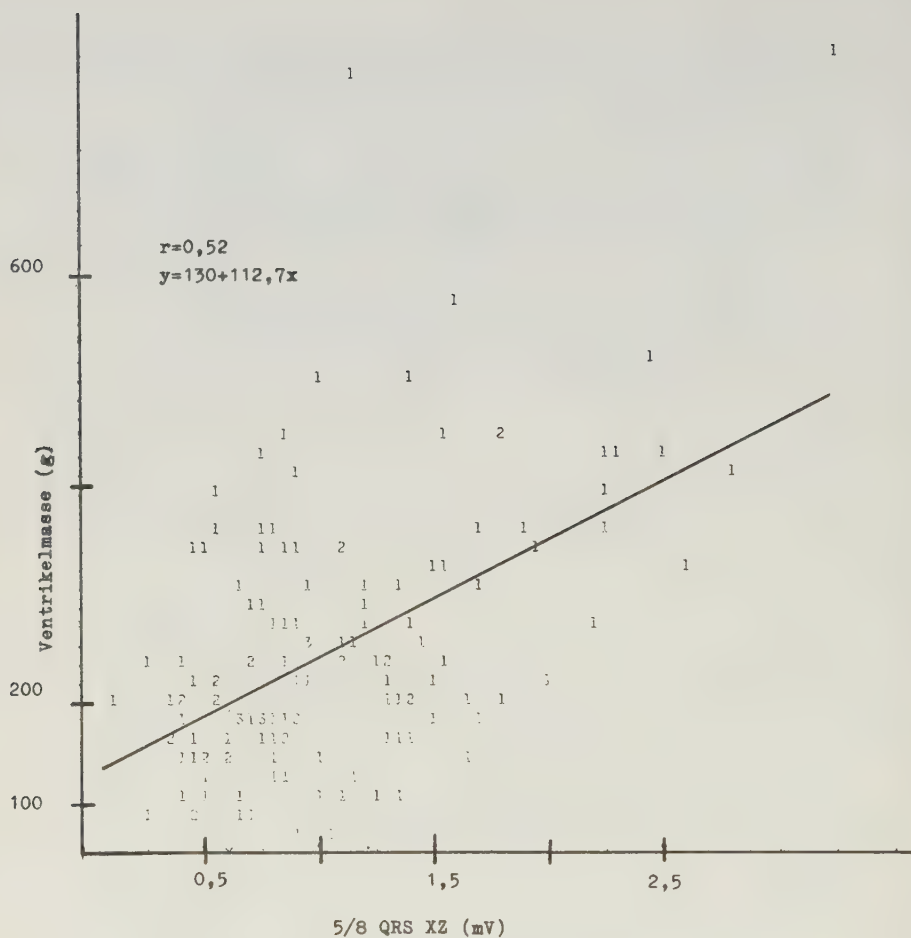


Abbildung 8

Regressionsgerade zwischen Ventrikelmasse und dem Parameter 5/8 QRS XZ im Kollektiv B (Normale u.a.)

Tabelle 7

Korrelationen zwischen der Ventrikelmasse und den Vektorgrößen nach Größe der Korrelation geordnet (Kollektiv B).

Vektorgrößen	Korrelationskoeffizienten
--------------	---------------------------

5/8 QRS XZ	0,52
5/8 QRS XYZ	0,51
4/8 QRS XZ	0,51
Max QRS XZ	0,50
4/8 QRS XYZ	0,49
Max QRS XYZ	0,47
R Amp Z	0,45
GQRS	0,44
6/8 QRS XZ	0,44
6/8 QRS XYZ	0,42
5/8 QRS Z	0,42
5/8 QRS ZY	0,42
Max QRS ZY	0,41
3/8 ST-T X	- 0,41
S QRS	0,40
4/8 ST-T X	0,39
4/8 QRS X	0,39
R Amp X	0,38
QRS DUR	0,38
R Max	0,37
4/8 QRS XY	0,37
J QRS XYZ	0,36

Tabelle 8

Korrelationen zwischen Wanddicke und den Vektorparametern im Kollektiv B

Vektorgrößen	Korrelationskoeffizienten
6/8 QRS XZ	0,46
6/8 QRS XYZ	0,44
5/8 QRS XZ	0,43
5/8 QRS XYZ	0,42
GQRS	0,42
SQRS	0,41
4/8 ST-T X	- 0,40
T Amp X	- 0,40
3/8 ST-T X	- 0,40
5/8 ST-T X	- 0,39
R Amp X	0,39
FCTN (2/8 QRS XZ Angle)	- 0,37
Max QRS XZ	0,37
4/8 QRS XYZ	0,37
4/8 QRS XZ	0,37
Max QRS XYZ	0,36
P QRS	0,36
Max QRS XY	0,35
4/8 QRS X	0,35
4/8 QRS XY	0,34
3/8 QRS X	0,32
R Amp Z	0,32

Tabelle 9

Korrelationskoeffizienten zwischen enddiastolischem Volumen und den Vektorkardiographischen Größen in Kollektiv B

Vektorgrößen	Korrelationskoeffizienten
4/8 QRS XZ	0,36
Max QRS XZ	0,33
4/8 QRS XYZ	0,32
4/8 QRS Z	0,30
Max QRS XYZ	0,30
5/8 QRS XZ	0,29
5/8 QRS XYZ	0,29
GQRS	0,29
5/8 QRS Z	0,28
R Amp Z	0,28
FCTN (3/8 QRS ZY Angle)	- 0,28
R DUR Z	0,27
FCTN (Max T XZ Angle)	0,27
R Peak Time X	0,26
Max QRS ZY	0,26
QRS DUR	0,26
R Max	0,26
S QRS	0,26
4/8 QRS X	0,25
3/8 ST-T Z	- 0,25

2. Multiple Regression

Mit Hilfe der multiplen Regressionsberechnungen wird der Versuch unternommen, Größen zu beschreiben, die bisher nur mit Hilfe der Herzkatheteruntersuchung zu ermitteln sind wie Ventrikelmasse, Wanddicke u.a., d.h. Schätzung invasiv gewonnener Meßwerte aus VKG Daten.

Es werden die EKG-VKG Parameter per Computerprogramm herangezogen, die in Kombination eine möglichst hohe Korrelation zu vorgegebenen Zielgrößen erzielen lassen. Dabei haben wir maximal 6 VKG Parameter akzeptiert, da größere Zahlen nur noch zu unwesentlichen Verbesserungen der erzielten Korrelationskoeffizienten führen. Neben den Korrelationskoeffizienten r wird die Größe r^2 , das Bestimmtheitsmaß in % als Maß der Variabilität mit angeführt. In den folgenden Gleichungen kommen für die Vektorgrößen die Abkürzungen zur Verwendung, die in Tabelle 3 (s.o.) eingeführt wurden.

Multiple Regressionsrechnung im Kollektiv A
(Linksbelastung)

Für die Ventrikelmasse ergibt sich folgende Gleichung mit $r = 0,87$ und $r^2 = 75 \%$:

$$\begin{aligned}(1) \text{ VM} = & - 41 + 377 \left(\frac{4}{8} \text{ QRS XZ} \right) - 153 \left(\frac{5}{8} \text{ QRS XY} \right) \\ & + 943 \left(\frac{1}{8} \text{ QRS XYZ} \right) + 3624 \left(\text{GQRST} \right) \\ & - 444 \left(\text{SQRS} \right) + 0,93 \left(\text{Elev. VQRSN} \right)\end{aligned}$$

In Abbildung 10 findet sich eine graphische Darstellung der Abweichung von gemessener und mit der Formel geschätzten Ventrikelmasse.

Für die Wanddicke errechnet sich mit $r = 0,91$ und $r^2 = 83 \%$ folgende Gleichung:

$$\begin{aligned}(2) \text{ WD} = & 16 + 15 \left(\frac{1}{8} \text{ QRS Y} \right) - 1,4 \left(\text{FCTN} \left(\text{Max QRS} \right. \right. \\ & \left. \left. \text{ZY Angle} \right) \right) - 13 \left(\frac{3}{8} \text{ ST-TX} \right) + 56 \left(\text{PT} \right) \\ & + 0,01 \left(\text{Elev. VQRSN} \right) - 28 \left(\text{ZT} \right)\end{aligned}$$

Abbildung 11 zeigt wiederum eine graphische Darstellung der Abweichung zwischen gemessener und geschätzter Wanddicke.

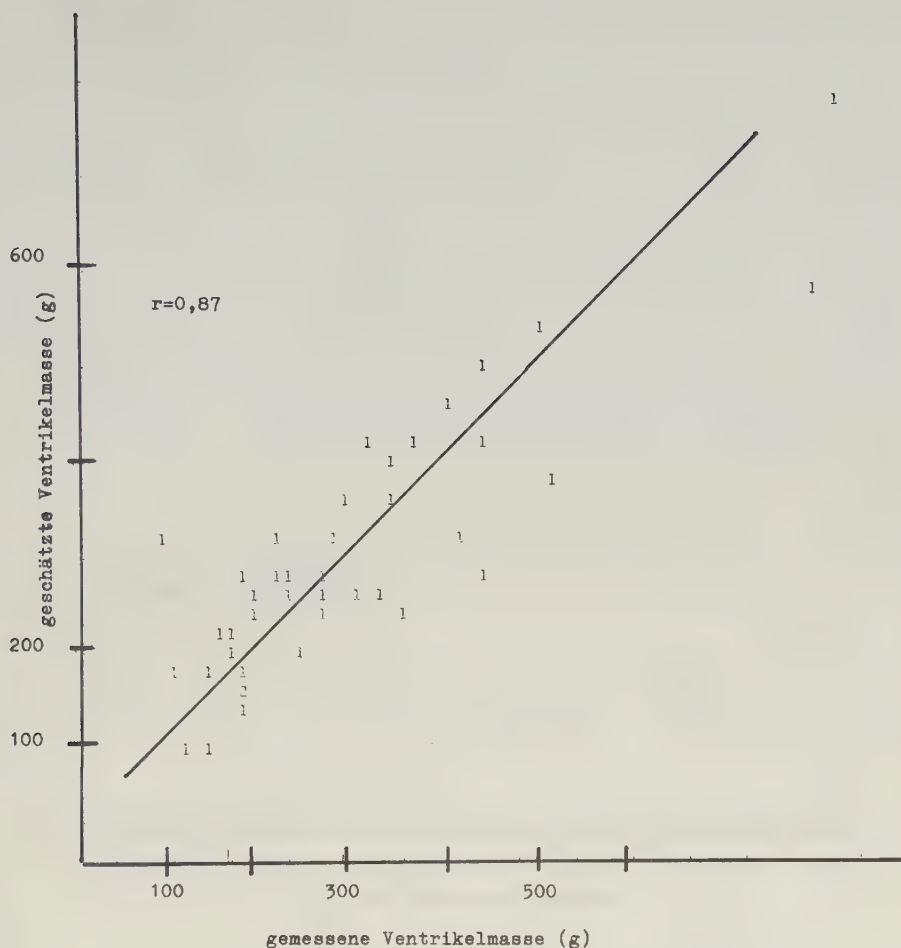


Abbildung 10

Graphische Darstellung der Abweichung zwischen
volumatbestimmter und mit der Formel geschätzter
Ventrikelmasse

Die Linie stellt den Bereich der optimalen Über-
einstimmung dar (Kollektiv A)

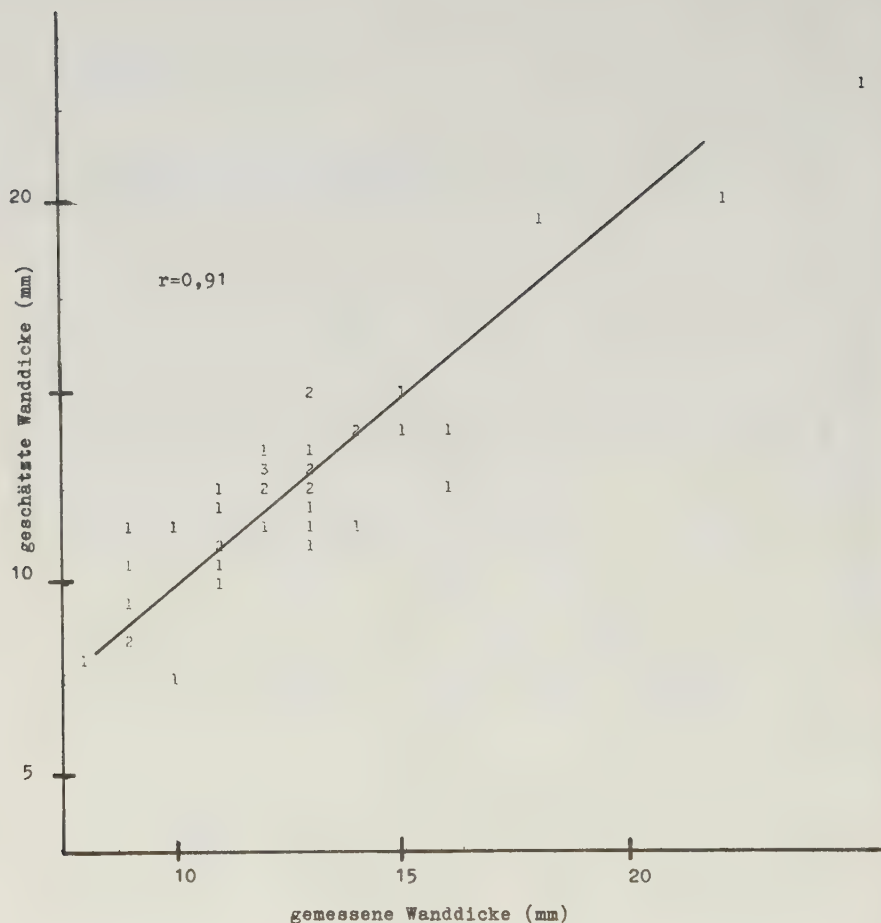


Abbildung 11

Graphische Darstellung der Abweichung zwischen
volumatbestimmter und mit der Formel geschätzter
Wanddicke

Die Linie stellt den Bereich der optimalen Über-
einstimmung dar (Kollektiv A)

Multiple Regressionsrechnung im Kollektiv B
(Normale u.a.)

Die Ventrikelmasse ergibt sich mit $r = 0,67$ und $r^2 = 44 \%$ aus folgender Gleichung:

$$(3) \text{ VM} = -242 - 100 (2/8 \text{ QRS Z}) - 132 (3/8 \text{ QRS X}) \\ + 124 (4/8 \text{ QRS XZ}) - 69 (\text{FCTN } (2/8 \text{ QRS} \\ \text{XZ Angle})) + 3,6 (\text{QRS DUR}) + 0,34 (\text{Elev. PT})$$

Die graphische Darstellung der Abweichung zwischen geschätzter und gemessener Masse findet sich in Abbildung 12.

Für die Wanddicke findet man mit $r = 0,70$ und $r^2 = 50 \%$ folgende Beziehung:

$$(4) \text{ WD} = 3,6 + 1,8 (5/8 \text{ QRS XZ}) - 2,3 (\text{T Amp X}) \\ - 0,06 (\text{R DUR Z}) - 1,5 (\text{FCTN } (2/8 \text{ QRS} \\ \text{XZ Angle})) + 0,08 (\text{QRS DUR}) \\ + 0,01 (\text{Elev. PQRS})$$

Die Abweichung zwischen gemessener und geschätzter Wanddicke zeigt Abbildung 13.

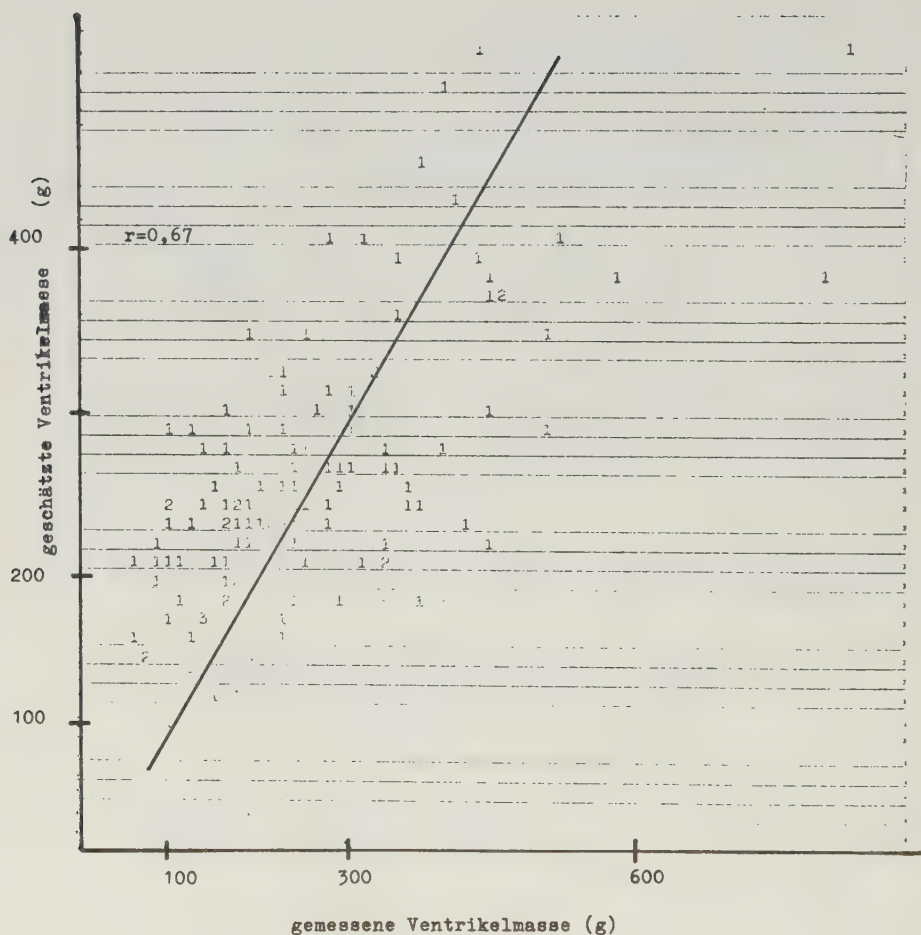


Abbildung 12

Graphische Darstellung der Abweichung zwischen
volumatbestimmter und mit der Formel geschätzter
Ventrikelmasse (Kollektiv B)
Die eingezeichnete Linie stellt den Bereich der
optimalen Übereinstimmung dar

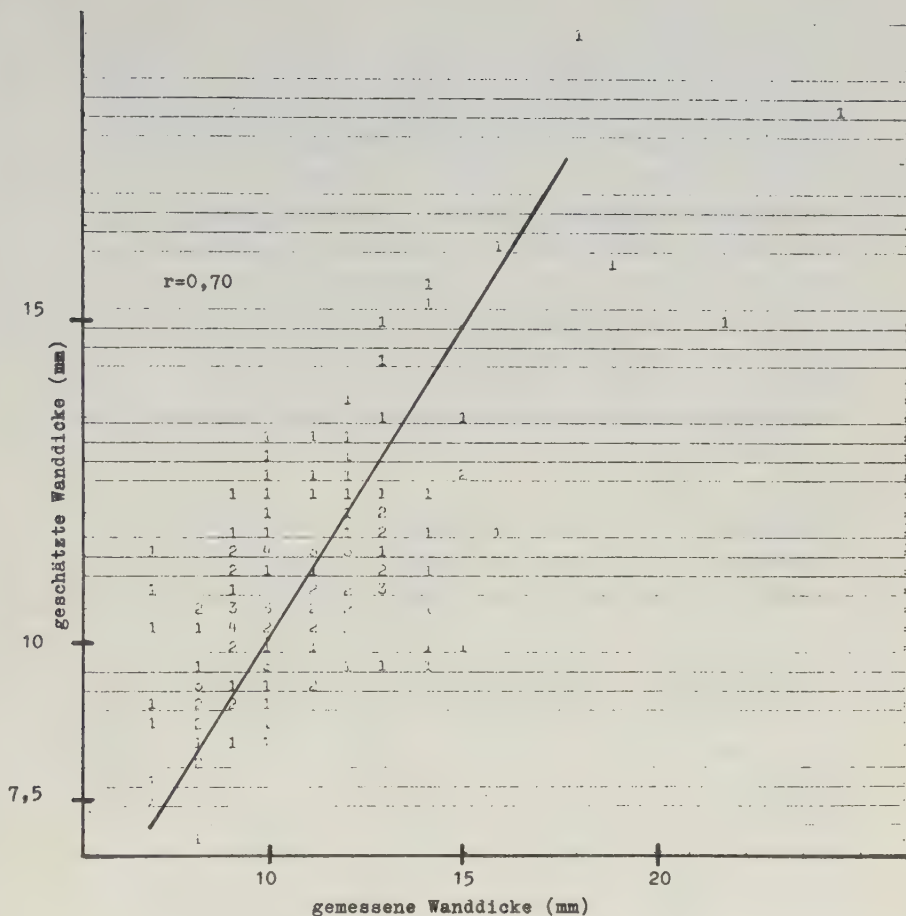


Abbildung 13

Graphische Darstellung der Abweichung zwischen
volumatbestimmter und mit der Formel geschätzter
Wanddicke (Kollektiv B)

Die eingezeichnete Linie stellt den Bereich der
optimalen Übereinstimmung dar

3. Vergleich Volumat - Planimetrie

Der Vergleich zwischen den Ergebnissen aus Myokardmassenberechnungen, die auf konventionelle Weise 'per Hand' planimetriert wurden und solchen, die durch automatisierte Methoden - in dieser Arbeit durch den Volumat-Computer - ermittelt wurden, soll die Gleichwertigkeit der Methoden zeigen: Zwischen volumatbestimmter und konventionell ermittelter Ventrikelmasse findet sich eine Korrelation von $r = 0,75$. Die gute Übereinstimmung spricht für die Brauchbarkeit der automatisierten Bestimmung.

Der Versuch, im Kollektiv C eine Gleichung zur Bestimmung der LV-Massen mit Hilfe multipler Regressionsrechnungen zu erstellen, ergab Korrelationen von:

- (1) (Hain): $r = 0,90$ mit $r^2 = 83 \%$ sowie
- (2) (Schwanz): $r = 0,84$ mit $r^2 = 70 \%$,

wobei jeweils verschiedene Parameter in die Gleichungen eingingen:

- (1) $3/8$ QRSX, $3/8$ QRSY, $4/8$ QRSY, $5/8$ QRSXZ, $6/8$ ST-TZ, QRS Dur und
- (2) $5/8$ QRSXYZ, R Peak Time X, FCTN (Max TXZ ~~X~~), Max QRSZY, $3/8$ ST-TX, Azim. GQRST.

Die Koeffizienten der Korrelationsgleichung werden in diesen Fällen nicht berechnet; Hain gibt jedoch 2 vereinfachte Gleichungen mit je zwei Variablen an, die aus diesem Kollektiv ermittelt wurden (größte Amplitude des QRS Vektors in der Horizontalebene - H Max und Zeit vom Anfang des QRS Komplexes bis zum maximalen QRS-Vektor - R Max T).

Nach Aufteilung des Gesamtkollektivs ($n = 70$) in ein "Lernkollektiv" ($n = 39$) und ein Testkollektiv ($n = 31$), gibt er für das "Lernkollektiv" folgende Formel zur Schätzung der LV-Masse an ($r = 0,86$):

$$VM = 113 (H \text{ Max}) (mV) + 7 (R \text{ Max T}) (msec) - 274$$

(nach Hain et.al. 1978 (14)).

Für das Gesamtkollektiv gilt ($r = 0,84$):

$$VM = 123 (H \text{ Max}) (mV) + 3,8 (R \text{ Max T}) (msec) - 125$$

(nach Hain et.al. 1978 (15)).

IV Diskussion der Ergebnisse

Angaben von linearen Korrelationen zwischen linksventrikulärer Masse, linksventrikulärer Wandstärke, enddiastolischem Volumen und vektorkardiographischen Daten finden sich in der Literatur u.a. bei Hain et.al. (1978), Toshima et.al. (1977), bei Ishizawa et.al. (1976), Ishizawa et.al. (1975), Ishizawa (1975), Bennett et.al. (1974), Schambach et.al. (1974), Vine et.al. (1971), Beletti et.al. (1969) und Dower et.al. (1967). Eine Übersicht zeigt Tabelle 10 A.

Die Magnituden der QRS-Vektoren bieten durchweg die höchsten positiven Korrelationen. Die Linkshypertrophie bedingt eine Zunahme der QRS Potentiale und eine Verlagerung der QRS-Schleife nach links hinten oben. In Größe und Richtung besteht eine direkte Beziehung zum Ausmaß der Hypertrophie. Die Voltageerhöhungen sind u.a. durch die vergrößerte Oberfläche des Herzens, die dickere Wand und den kleineren Abstand von Herz und Thorax bedingt. Die Veränderungen der T-Schleife bestehen in einer Vergrößerung des QRS-T Winkels mit zunehmender LVH und oft Abdrehung des T-Vektors nach vorn. Die im Vergleich zu QRS Größen weniger hohe Korrelation erklärt sich wohl durch die Einflußnahme anderer Faktoren, insbesondere der Hypoxie. Auch der Ventrikelgradient (Zeitintegral über QRS und T Schleifen) wird sowohl durch zunehmende Masse vergrößert, als auch durch lokale Unterschiede der Erregungsprozesse, wie etwa veränderter Repolarisation z.B. durch Myokardischämie beeinflusst. Die Größe des Polarvektors steht in Beziehung zur größten Fläche, die von den räumlichen QRS-Vektoren umschrieben wird, seine Richtung ist durch Schleifenlage im Raum und durch deren

Umdrehungssinn gegeben, Faktoren somit, die nicht allein durch die Myokardmasse bedingt sind: so scheinen etwa exzentrische und konzentrische Linkshypertrophie verschiedene Orientierungen des Polarvektors bei gleicher Masse zu verursachen (Beletti et.al., 1969).

Hain et.al. (1978) und Schambach et.al. (1974) berichten in Übereinstimmung mit den Ergebnissen dieser Arbeit über im allgemeinen nur mäßige Korrelationen der Kugelkoordinaten Azimut und Elevation mit großer Streubreite der Werte bzw. breiter Überlappung mit dem Normalbereich. Eine weitere Transformation dieser Daten scheint notwendig zu sein.

Eine Erklärung für die doch recht unterschiedlichen Ergebnisse liegt zum Teil darin, daß die Zahl und Auswahl der Patienten nicht vergleichbar ist, daß konzentrische Linkshypertrophie, Herzdilatation, ischämische Herzerkrankung, Kardiomyopathien und unterschiedliche Schweregrade der Erkrankung nicht immer klar getrennt werden. So finden sich beispielsweise Variationen der Zahl der untersuchten Patienten zwischen 11 (Beletti et.al., 1969) und 662 (Schambach et.al., 1974). Mehrere Autoren weisen darüberhinaus auf die gegenseitige Überlagerung verschiedener Pathomechanismen hin, die oft nicht für sich alleine untersucht werden können. So finden Talbot et.al. (1977) inverse Korr. von Max QRS-Vektoren und enddiastolischem Volumen, sowie positive Korr. zwischen Max QRS und Linkshypertrophie. Beim gleichzeitigen Auftreten von LVH und erhöhtem enddiastol. Volumen wirken die Parameter bezogen auf die 'Voltage'-Höhe gegensinnig und schränken bei dieser Konstellation deren diagnostische Empfindlichkeit ein.

Elliot et.al. (1979) meinen, daß eine Wandverdickung, die eine deutliche LV-Massenzunahme bewirkt, nicht oder nur grenzwertig im EKG erscheint, wenn nicht eine

wirkungsvolle Kammerdilatation hinzutritt, d.h. das Verhältnis von Wanddicke und Kammerdilatation entscheidet oft, ob die Linkshypertrophie im EKG sichtbar wird. Toshima et al. (1977) machen hauptsächlich die Kammerdilatation für die Verlängerung der QRS Dauer verantwortlich (als Folge der Verlängerung der intraventrikulären Reizleitungsstrecke durch Dehnung); eine alleinige konzentrische Hypertrophie soll die QRS Dauer nicht signifikant verlängern. Nach Ishizawa (1975) bietet der Ventrikelgradient als Maß für die Unterscheidung von abnorm veränderter und normaler Repolarisation oft nur mäßige Korrelationen mit der LV-Masse, wenn anderweitige Repolarisationsstörungen hinzutreten (bei an sich guter Korr. mit der Masse). Weiterhin weisen Neuhaus und Schmiel (1979) am Modell darauf hin, daß die Änderungen der myokardialen Arbeitsbedingungen bei konzentrischer Hypertrophie zur Überschätzung der Myokardfunktion aus der Ventrikelfunktion und bei Dilatation zur Unterschätzung der Myokardfunktion aus der Ventrikelfunktion führen. Lekven et al. (1978) untersuchten im Tierversuch Veränderungen endocardialer QRS Potentiale bei akuten Volumenveränderungen. Im Gegensatz zum Verhalten der Oberflächenpotentiale vergrößert eine akute Volumenabnahme die QRS Potentiale, eine akute Volumenvergrößerung geht mit Einbußen der endokardialen QRS Potentiale einher. Bei diesen Beobachtungen spielen offenbar grundverschiedene elektrophysiologische Mechanismen an Herzoberfläche und Endokard eine Rolle.

Tabelle 10-A:

Lineare Korrelation zwischen LV-Masse, Wanddicke, enddiastolischem Volumen und Vektorparametern (Literaturangaben und vergleichbare eigene Ergebnisse)

Herzkatheterdaten	Vektorgrößen	Korrelation r	Zahl d. Pat.	95 % Konfidenzintervall	Auswahl der Pat.	Autor
<u>Maximalvektoren</u>						
<u>LV-Masse</u>	Max QRS Horiz.	0,80	39	0,64 - 0,89	AS, AI, MI	Hain et al.
"	Max QRS XYZ	0,79	39	0,63 - 0,88	AS, AI, MI	(1978)
"	Max QRS	0,84	33	0,69 - 0,91	eccentric LVH	Ishizawa
"	mittl. QRS Magn.	0,93	33	0,86 - 0,96	eccentric LVH	et al. (1976)
"	räuml. R. Magn.	0,77	41	0,60 - 0,87	LVH u.a.	Ishizawa et al. (1976)
"	mittlerer räuml. QRS Vektor	0,88	24	0,73 - 0,94	eccentric LVH u.a.	Ishizawa (1975)
"	Max QRS Horiz.	0,90	43	0,82 - 0,94	Linksherzvergrößerung	Benett et al.
"	Max QRS Horiz. + Sagitt.	0,90	43	0,82 - 0,94		(1974)
"	Max QRS Horiz. + Frontal	0,78	43	0,62 - 0,87	Linksherzvergrößerung	Benett et al. (1974)

Tabelle 10-A: Fortsetzung

Herzkatheterdaten	Vektorgößen	Korrelation r	Zahl d. Pat.	95 % Konfidenzintervall	Auswahl der Pat.	Autor
LV-Masse	Max QRS XYZ	0,53	107	0,37 - 0,65	Herzklappenfehler u.a.	Vine et al. (1971)
"	Max QRS Horiz.	nicht signifikant	11		LVH	Beletti et al. (1969)
"	Max QRS XZ	0,57	41	0,31 - 0,72	Kollektiv A	eigene Untersuchung
"	Max QRS XYZ	0,53	41	0,26 - 0,72	(Linksbelastung)	
"	Max QRS XZ	0,50	138	0,36 - 0,61	Kollektiv B	eigene Untersuchung
"	Max QRS XYZ	0,47	138	0,32 - 0,59	(Linksbelastung u. Normale)	
"	Max T XYZ	0,55	39	0,23 - 0,71	AS, AI, MI	Hain et al. (1978)
"	Max T	0,51	33	0,19 - 0,72	eccentric LVH	Ishizawa
"	mittl. T. Magn.	0,54	33	0,23 - 0,68	eccentric LVH	et al. (1976)

Tabelle 10-A: Fortsetzung

Herzkatheterdaten	Vektorgroßen	Korrelation r	Zahl d. Pat.	95 % Konfidenzintervall	Auswahl der Pat.	Autor
	<u>Zeitintegral- vektoren</u>					
LV-Masse	QORST	0,69	39	0,47 - 0,82	AS, AI, MI	Hain et al. (1978)
"	Ventrikelgradient	0,32	33	- 0,03 - 0,60	eccentric LVH	Ishizawa et al.
"	Elev. Ventrikelgradient	0,52	33	0,20 - 0,73	eccentric LVH	(1976)
"	Ventrikelgrad.	0,56	24	0,19 - 0,73	eccentric LVH u.a.	Ishizawa (1975)
"	Zeitintegral QRS	0,63	107	0,49 - 0,73	Herzklappenfehler u.a.	Vine et al. (1971)
"	QQRS	0,44	41	0,14 - 0,66	Kollektiv A	eigene Untersuchung
"	QQRS	0,44	138	0,29 - 0,56	Kollektiv B	

Tabelle 10-A: Fortsetzung

Herzkatheterdaten	Vektorgößen	Korrelation r	Zahl d. Pat.	95 % Konfidenzintervall	Auswahl der Pat.	Autor
<u>Polarvektoren</u>						
LV-Masse	PQRS	0,62	39	0,40 - 0,82	AS, AI, MI	Hain et al.
"	PT	0,52	39	0,23 - 0,72	AS, AI, MI	(1978)
"	Polarvektor QRS	nicht signifikant	11		LVI	Beletti et al. (1969)
"	Polarvektor QRS	0,48	168	0,35 - 0,58	LVI	Dower et al.
"	Polarvektor R (Horiz.)	0,50	168	0,37 - 0,60	LVI	(1967)
"	PT	0,39	41	0,08 - 0,62	Kollektiv A	eigene Untersuchung
"	PQRS	0,23	138	0,06 - 0,38	Kollektiv B	

Tabelle 10-A:

Fortsetzung

Herzkatheterdaten	Vektorgrößen	Korrelation r	Zahl d. Pat.	95 % Konfidenzintervall	Auswahl der Pat.	Autor
<u>Übrige Größen</u>						
LV-Masse	Winkel QRS-T	0,75	33	0,54 - 0,87	eccentric LVH	Ishizawa
"	QRS Dauer	0,70	33	0,46 - 0,84	eccentric LVH	et al.
"	Zeit bis Max QRS	0,93	33	0,86 - 0,96	eccentric LVH	(1976)
"	mittlerer räuml. QRS-T Winkel	0,71	24	0,42 - 0,86	eccentric LVH u.a.	Ishizawa (1975)
"	Winkel R Max / T Max	0,20	138	0,03 - 0,35	Kollektiv B	eigene Untersuchung

Tabelle 10-A: Fortsetzung

Herzkatheterdaten	Vektorgroßen	Korrelation r	Zahl d. Pat.	95 % Konfidenz- intervall	Auswahl der Pat.	Autor
<u>Wanddicke</u>	Max QRS XYZ	0,67	40	0,45 - 0,81	LVH	Toshima
"	Max QRS XYZ	0,44	26	0,05 - 0,77	LV-Dilatation	et al.
"	Max QRS XYZ	0,45	17	- 0,06 - 0,77	AI	(1977)
"	räuml. R Magn.	0,91	19	0,77 - 0,96	LVH bei normalem LVEDV	Ishizawa et al. (1975)
"	Max QRS XYZ	0,32	107	0,13 - 0,48	Herzklappen	Vine et al.
"	Zeitintegral QRS	0,35	107	0,17 - 0,50	fehler u.a.	(1971)
"	räuml. QRS-T Winkel	0,64	40	0,40 - 0,79	LVH	Toshima
"	QRS Dauer	nicht signi- fikant	40		LVH	et al. (1977)
"	Max QRS XZ	0,49	41	0,21 - 0,69	Kollektiv A	eigene Unter-
"	QRS	0,58	41	0,33 - 0,75	(Linksbelastung)	suchung
"	Polarvektor T	0,64	41	0,41 - 0,79	Kollektiv A	eigene Unter-
"	Winkel R Max / T Max	0,36	41	0,05 - 0,60	(Linksbelastung)	suchung

Tabelle 10-A Fortsetzung

Herzkatheterdaten	Vektorgroßen	Korrelation r	Zahl d. Pat.	95 % Konfidenzintervall	Auswahl der Pat.	Autor
Wanddicke	Max QRS XYZ	0,36	138	0,20 - 0,63	Kollektiv B	eigene Untersuchung
"	QRS	0,42	138	0,27 - 0,54	(Linksbelastung u.	eigene Untersuchung
"	QRS	0,36	138	0,20 - 0,49	lastung u.	eigene Untersuchung
"	ARMTM	0,24	138	0,07 - 0,39	Normale	eigene Untersuchung

Tabelle 10-A: Fortsetzung

Herzkatheterdaten	Vektorgroßen	Korrelation r	Zahl d. Pat.	95 % Konfidenzintervall	Auswahl der Pat.	Autor
<u>Enddiastol.</u>						
<u>Ventrikel-</u>						
<u>Volumen</u>						
"	räuml. R Magn.	0,94	25	0,86 - 0,97	LVI bei normaler Wanddicke	Ishizawa et al. (1976)
"	Max QRS XYZ	0,46	107	0,29 - 0,59	Herzklappen-	Vine et al.
"	Zeitintegral QRS	0,59	107	0,45 - 0,70	fehler u.a.	(1971)
"	Max QRS XZ	0,36	41	0,05 - 0,60	Kollektiv A	eigene Untersuchung
"	Elev. QQRST	- 0,30	41	- 0,01 - 0,60	Kollektiv A	
"	Max QRS XZ	0,33	138	0,17 - 0,47	Kollektiv B	eigene Untersuchung
"	QQRST	0,29	138	0,12 - 0,43	Kollektiv B	

Einige Autoren wie Abbott-Smith et al. (1970), Romhilt et al. (1968), Upshaw (1967), Murata et al. (1967), Toyama et al. (1966), Varriale et al. (1966), Yano et al. (1964) und Murata et al. (1964) geben in ihren Beiträgen keine Korrelationskoeffizienten an, die einen direkten Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit zulassen. Diese Veröffentlichungen seien hier dennoch im Hinblick auf die Auswahl der Vektorgrößen in Tabelle 10 wiedergegeben (Angaben in Prozent richtig klassifizierter Patienten und teilweise auch in Prozent falsch positiv klassifizierter Patienten). Die Beurteilung stützt sich dabei auf die Sammlungen vektorkardiographischer Normalwerte u.a. bei Nemati et al. (1978), Pipberger et al. (1967), Draper et al. (1964), McCall et al. (1962) und Forkner et al. (1961). Früher schon veröffentlichten Wallace et al. (1962), Bristow et al. (1961) sowie Wolff et al. (1961) Untersuchungen, in denen die diagnostische Bedeutung der QRS-Magnituden hervorgehoben wurde.

Multiple Regressionsrechnungen mit VKG Daten zur Diagnose der Linkshypertrophie finden sich bei Hain et al. (1978), bei Yankopoulos et al. (1977), McCaughan et al. (1973), Vine et al. (1971) und Mori et al. (1968). Ihre Ergebnisse sind in Tabelle 11 B zusammengestellt. Zum Vergleich sind in Tabelle 11 A die mit den eigenen Formeln (s.o.) erreichten Sensibilitäts- und Spezifitätswerte angegeben. Die Prozentzahlen für die fälschlich zu hoch geschätzten (als Maß der Spezifität) und für die fälschlich zu niedrig geschätzten Ventrikelmassen bzw. Wanddicken (als Maß der Sensibilität) wurden aus den Abbildungen 10, 11, 12, 13 (s.o.) graphisch ermittelt (mit einer angenommenen normalen Ventrikelmasse bis 180 g und einer angenommenen normalen Wanddicke bis 10 mm).

Tabelle 10: Übersicht der vektorkardiographischen Diagnose der Linkshypertrophie

Vektorgößen	Zahl d. Pat.	Auswahlkriterien	richtig Klass.	falsch pos.	Autor
QRS Magnituden	100	klin. LVH	75 %	11,7 %	Abbott-Smith et al. (1970)
QRS Magnituden und zusätzliche QRS Größen (Winkel / Zeit)	100	"	84 %	11,7 %	"
QRS Magnituden, zusätzliche Größen und ST oder T Kriterien	100	"	88 %	14,7 %	"
QRS Magnitude (Horiz. E.)	70	autoptische LVH	61 %	0 %	Romhilt et al. (1968)
Max QRS Winkel (Sagitt.)	70	"	76 %	65 %	"
T-Winkel (Horizont.)	49	"	82 %	7 %	"
QRS Magn. (Horiz.) und T-Winkel (Horiz.)	49	"	90 %	-	"

Tabelle 10: Fortsetzung

Vektorgößen	Zahl d. Pat.	Auswahlkriterien	richtig Klass.	falsch pos.	Autor
Max QRS Vektor in 3 Eben. und Winkel					Upshaw
Max QRS (Horizont., Sagittal)	20	klin. LVH	60 %	-	(1967)
Max QRS Vektor	36	"	27, 8 %	-	Murata et al (1967)
Rechtsverlagerte T- Schleife	36	"	55,6 %	-	
Max QRS Vektor	49	LVH und Koronar- sklerose	34,7 %	-	
Rechtsverlagerte T-Schleife	49	"	59,2 %	-	
Max QRS (Horiz.) und Max T (Horiz.)	-	leichte Hypertonie	55 %	-	Toyama et al. (1966)
	-	mittelschwere Hypert.	82,9 %		
	-	schwere Hypertonie	89,9 %		
	-	Aorteninsuffizienz	93, 7 %	2 %	

Tabelle 10: Fortsetzung

Vektorgößen	Zahl d. Pat.	Auswahlkriterien	richtig Klass.	falsch pos.	Autor
Max QRS (Horiz., Front., Sagitt) und Winkel Max QRS (Horiz., Sagitt.)	50	klin. LVH	60 %	-	Varriale et. al. (1966)
RX	34	Linksherzbelastung	29 %		Yano et. al. (1964)
RX + RZ	34	mit leichter Herzvergrößerung	27 %		
S $\bar{A}$ QRS (Zeitintegral)	34		24 %		
QRS Polarvektor	34		21 %		
Rechtsverlagerung					
Punkt J	34		29 %		
RX	25	Linksherzbelastung	24 %		"
RX + RZ	25	mit mittelgradiger Herzvergrößerung	36 %		
S $\bar{A}$ QRS	25		52 %		
PQRS	25		48 %		
Rechtsverlagerung					
Punkt J	25		44 %		

Tabelle 10: Fortsetzung

Vektorgrößen	Zahl d. Pat.	Auswahlkriterien	richtig Klass.	falsch pos.	Autor
RX	41	Linksherzbelastung	44 %		Yano
RX + RZ	"	mit schwerer	59 %		et. al.
SAQRS	"	Herzvergrößerung	68 %		(1964)
PQRS	"		54 %		
Rechtsverlagerung					
Punkt J	"		66 %	bis 4 %	
Magnitude Max QRS	63	klin. LVH	30,1 %		Murata
					et. al.
					(1964)

Tabelle 11 A: Übersicht Spezifität, Sensibilität

Gruppen	Zahl d. Pat.	multiple Korr.	richtig Klass.	falsch pos.	falsch neg.
Ventrikelmasse Kollektiv A	41	0,87	87,8 %	4,9 %	7,3 %
Wanddicke Kollektiv A	41	0,91	92,7 %	4,9 %	2,4 %
Ventrikelmasse Kollektiv B	134	0,67	76,8 %	17,2 %	6 %
Wanddicke Kollektiv B	134	0,70	73,9 %	15,7 %	10,4 %

Tabelle 11 B: Diagnose der Linkshypertrophie: Multiple Regression (Literatur)

Berücksichtigte Vektoren	Pat.Zahl	Auswahlkriterien	Korr. multipl. mit LV-Masse	LVH richtig Klass.	falsch pos.	Autor
Max QRS (Horiz)	39	LVH bei Herz-	0,86			Hain
Zeit Anfang QRS bis R Max		klappenfehler				et. al. (1978)
Max QRS (Horiz)	70	"	0,84			"
Zeit Anfang QRS bis R Max						
Max QRS XZ						
6/8 QRS XYZ						
2/8 QRS Z						
5/8 QRS XYZ						
5/8 QRS XZ						
5/8 ST-T X						
6/8 QRS XY						
RX						
6/8 QRS XZ						
RZ						
3/8 QRS Z						
4/8 QRS XZ	90	Aortenstenose		82 %	5 %	Yankopoulos
4/8 QRS Z	167	Aorteninsuffizienz		78 %	5 %	et. al. (1977)

Tabelle 11 B: Fortsetzung

Berücksichtigte Vektoren	Pat.Zahl	Auswahlkriterien	Korr. multipl. mit LV-Masse	LWH richtig Klass.	falsch pos.	Autor
Max QRS XZ						
6/8 QRS XYZ						
2/8 QRS Z						
5/8 QRS XYZ						
5/8 ST-T X						
5/8 QRS XZ	394	leichte Hyper- tonie		53 %	5 %	McCaughan et. al. (1973)
6/8 QRS XY						
RX						
6/8 QRS XZ						
RZ	242	mittelschwere Hypertonie		75 %	5 %	
3/8 QRS Z						
4/8 QRS XZ						
4/8 QRS Z	303	schwere Hyper- tonie		87 %	5 %	
Konstitutionelle Daten und Max QRS und QRS-Summen- vektoren	107	verschiedene Herzpatienten	0,75			Vine et. al. (1971)

Tabelle 11 B: Fortsetzung

Berücksichtigte Vektoren	Pat.Zahl	Auswahlkriterien	Korr. multipl. mit LV-Masse	LVH richtig Klass.	falsch pos. Autor
Richtung T Max QRS/T Verhältnis (Horizontal-ebene)	144	klin. LVH	82 %	8,2 %	Mori et. al. (1968)

In der Literatur findet man, wie auch beim Vergleich der eigenen 3 Kollektive übereinstimmend eine gewisse Gesetzmäßigkeit darin, daß die Diagnose LVH am sichersten bei alleiniger konzentrischer Hypertrophie gestellt und um so eindeutiger erkannt wird, je schwerer das Krankheitsbild LVH ausgeprägt ist. So korreliert Kollektiv C (Aortenstenose, Aorteninsuffizienz, Mitralinsuffizienz) besser ($r = 0,90$) als Kollektiv A (Linksbelastung) mit $r = 0,87$ und Kollektiv B (Linksbelastung und Normale) mit $r = 0,67$. Yankopoulos et al. (1977) finden bessere Korrelationen bei Aortenstenose als bei Aorteninsuffizienz; weiterhin zeigen McCaughan et al. (1973) eine starke positive Abhängigkeit der Korrelationshöhe vom Schweregrad einer Hypertonie (vgl. Tabelle 11 B).

Die Linkshypertrophie wirkt vor allem über die Zunahme der linksventrikulären Potentiale, eine Verlängerung der Erregungsleitung und Veränderung der Kammernachschwankung auf das EKG/VKG: übereinstimmend finden sich in allen Gleichungen von multiplen Regressionsrechnungen vor allem QRS Magnitudengrößen, zum Teil neben QRS-Zeiten und T-Vektoren.

Hinsichtlich der Brauchbarkeit dieser Formeln ist festzustellen, daß solche Kombinationen von Variablen nach Angaben mehrerer Autoren die Sensibilität erhöhen, ohne deutliche Einbußen der Spezifität zu zeigen, im Gegensatz zu sonst üblichen Verlusten an Spezifität bei Verbesserung der Sensibilität und umgekehrt. Bei einem Spezifitätsniveau von 95 % bis 91,8 % (d.h. zwischen 5 % und 8,2 % falsch positiv) klassifizieren Yankopoulos et al. (1977), McCaughan et al. (1973) und Mori et al. (1968) zwischen 82 % und 87 % ihrer Patienten mit LVH richtig. In derselben Größenordnung liegen die eigenen Ergebnisse im Kollektiv A (Linksbelastung) mit 4,9 %

falsch positiven und 87,8 % richtig klassifizierten Fällen (vgl. Tabellen 11 A, 11 B). Die erhöhte Sensibilität, d.h. die Minimierung der 'falsch negativen', durch die Anwendung von VKG Parametern im Rahmen multipler Regressionsrechnungen - eigene Ergebnisse zwischen 89,6 % und 97,6 % - dient dabei vor allem der Früherkennung von LVH-Veränderungen, bei denen klinische Zeichen noch fehlen.

Einen Hinweis auf die Problematik der Anwendung der Schätzformeln auf Patienten, die nicht der Berechnung der multiplen Regression zugrunde liegen, geben die beiden folgenden, allerdings kleinen Testkollektive. 7 Patienten gehörten definitionsgemäß ins Kollektiv A (Linksbelastung), 8 gehörten ins Kollektiv B (Normale u.a.). Beim Vergleich der mit der Formel geschätzten und der in den Testkollektiven gemessenen Ventrikelmasse erhält man im Testkollektiv A die Korrelation $r = 0,75$ (signifikant $r > 0,71$), im Testkollektiv B $\text{Korr. } r = 0,25$ (nicht signifikant).

Diese exemplarische Anwendung auf die beiden Testkollektive läßt zunächst offen, ob die Formeln der multiplen Regression quasi prospektiv auf Patienten angewendet werden können, die nicht der Berechnung zugrunde liegen. Die Schätzung scheint zwar hinsichtlich der Größenordnung der Korrelation, nicht jedoch in der Auswahl der Parameter stabil genug zu sein. Interessant sind Beobachtungen von McCaughan et al. (1973), daß Vektorparameter, die für sich allein genommen, sehr gut diskriminieren, in Kombination mit skalaren Parametern redundant sind, d.h. daß sie die Zahl der richtig klassifizierten Patienten kaum noch erhöhen.

Eine Weiterentwicklung der Formeln läßt jedoch eine Routineanwendung möglich erscheinen, bei der die aufgezeichneten Vektorkardiogramme aller an einen Computer angeschlossenen Aufnahmegeräte im Sinne einer Screening Untersuchung auf LVH durchgesehen werden.

Beim Vergleich Volumat- und Handauswertung von LV-Angiofilmen hinsichtlich der Ventrikelmasse findet sich eine gute Übereinstimmung beider Verfahren; die multiplen Regressionsrechnungen ergeben bei Auswertung mit konventionellen Methoden nur geringfügig höhere Korrelationswerte als vergleichbare Volumatbestimmungen. Die halbautomatisierte Volumatauswertung tritt demnach durchaus gleichwertig neben das zeitaufwendige und im Routinegebrauch umständlichere planimetrische Verfahren. Die Anwendung der 'Scheibchen-Summation' als mathematisches Modell der Volumatbestimmung oder die Auswertung aus 2-Ebenen-Darstellungen von Laevo-grammen wurde nicht geprüft, dies muß weiteren Studien vorbehalten bleiben.

V Zusammenfassung

Es wird eine vektorkardiographische Untersuchung beschrieben, deren Ziel es ist, Daten, die bisher durch Herzkatheterisierung gewonnen werden müssen, aus dem VKG zu bestimmen. Dazu gehören linksventrikuläre Masse, Wanddicke der linken Kammer und enddiastolisches Ventrikelvolumen.

Angiokardiogramme von 330 Patienten, eingeteilt in 3 Kollektive, werden ausgewertet. Bei allen Patienten werden Vektorkardiogramme nach Frank registriert und aus jedem VKG 128 Parameter mit einem Computerprogramm ermittelt. Die weitere Auswertung erfolgte mit Hilfe der einfachen und multiplen Korrelation und Regressionsrechnung.

Es finden sich einfache Korrelationskoeffizienten bis $r = 0,64$ mit vor allem den maximalen QRS Vektoren, den Polarvektoren sowie den Zeitintegralvektoren; diese Werte sind vergleichbar mit den Literaturangaben.

Es werden für die Ventrikelmasse und die Kammerwanddicke Schätzformeln mit jeweils sechs Vektorgrößen angegeben.

Bei der multiplen Regressionsrechnung erhält man Korrelationskoeffizienten zwischen 0,67 und 0,91 unter Berücksichtigung dieser 6 unabhängigen Variablen. Wendet man die derart geschätzten Ventrikelmassen zur Differenzierung zwischen Hypertrophie und Normalbefund an, so findet sich eine Spezifität zwischen 82,8 % und 95,1 %.

Weiterhin wird eine gute Übereinstimmung gezeigt von Ventrikelmassen, die auf konventionelle Weise planimetrisch berechnet wurden und ihrer automatisierten Bestimmung durch einen 'Volumat' Kleincomputer.

VI Literaturverzeichnis

- 1) Abbott-Smith, C, T Chou
Vectorcardiographic criteria for the diagnosis
of left ventricular hypertrophy
Amer. Heart J. 79, 361 (1970)
- 2) Antman, E; L. Green; W. Grossman
Physiologic Determinants of the Electrocardio-
graphic Diagnosis of left ventricular
Hypertrophy
Circulation 60, 386 (1979)
- 3) Arvedson, O.
Methods for data aquisition and evaluation
of electrocardiograms and vectorcardiograms
with the digital computer
Umeå, Schweden 1968
- 4) Beletti, D., L. Gould
Vectorcardiographic evidence for left ventricular-
hypertrophy: A comparison of the magnitude of the
polar vector and maximum QRS-Vector in the
transverse plane
J. Electrocardiol. 2, 279 (1969)
- 5) Bennett, D., D. Evans
Correlation of left ventricular mass determined
by echocardiography with vectorcardiographic
voltage measurements
Brit. Heart J 36, 981 (1974)
- 6) Bristow, D., G. Porter, H. Griswold
Observations with the Frank system of vector-
cardiography in left ventricular hypertrophy
Amer. Heart J. 62, 621 (1961)

- 7) Documenta Geigy
Wissenschaftliche Tabellen
Basel 1968
- 8) Dower, G., H. Horn
The polar cardiographic Diagnosis of left
ventricular hypertrophy
Amer. Heart J. 74, 368 (1967)
- 9) Draper, H., C. Pepper, F. Stallmann
The corrected orthogonal electrocardiogram
and vectorcardiogram in 510 normal men
(Frank lead system)
Circulation 30, 853 (1964)
- 10) Einthoven, W., G. Fahr, A. de Waart
Über die Richtung und manifeste Größe der
Potential Schwankungen im menschlichen Herzen
und über den Einfluß der Herzlage auf die Form
des Elektrokardiogramms
Pflügers Archiv 150, 275 (1913)
- 11) Forkner, C., P. Hugenholtz, H. Levine
The vectorcardiogram in normal young adults.
Frank lead system
Amer. Heart J. 62, 237 (1961)
- 12) Frank, E.
An Accurate, Clinically Practical system for
Spatial Vectorcardiography
Circulation 13, 737 (1956)
- 13) Greene, D., R. Carlisle, C. Grant
Estimation of left ventricular volume by
one-plane cineangiography
Circulation 35, 61 (1967)

- 14) Hain, P., H.J. v. Mengden, H. Just, J. Michaelis,
U. Wellner, H. Zimmermann
Beziehungen von elektrokardiographischen und vector-
cardiographischen Parametern mit angiographisch er-
mittelten Massen linker Ventrikel bei Patienten
mit Linksherzbelastung.
Verh. Dtsch. Ges. Inn. Med. 84, 657 (1978)

- 15) Hain, P. H.J. v. Mengden, J. Michaelis,
K. Brodda
Bestimmung der Massen linker Ventrikel bei Patienten
mit Linksherzbelastung mit Hilfe von zwei einfachen
vektorkardiographischen Parametern
Verh. Dtsch. Ges. Kreisf.-Forsch. 44, 229 (1978)

- 16) Ishizawa, K., K. Ishizawa, M. Motomura
High Reliability Rates of Spatial Pattern Analysis
by vectorcardiogram in assessing the severity of
eccentric left ventricular hypertrophy
Amer. Heart J. 91, 50 (1976)

- 17) Ishizawa, K.
Mean QRS, Ventricular Gradient and left ventricular
mass in patients with eccentric left ventricular
hypertrophy
J. Electrocardiol. 8, 227 (1975)

- 18) Ishizawa, K., K. Mural, M. Motomura
Vectorcardiographic findings in concentric and
eccentric left ventricular hypertrophy as determined
by angiocardiograms. Preliminary Report
Jap. Circulation J. 39, 247 (1975)

- 19) Just, H., H.J. v. Mengden
Herzkatheter Diagnostik
Methodik, Messungen, Formeln, Nomogramme
Mannheim 1976

- 20) Kimura, N.
 (Study on heart function by vectorcardiography of
 three dimensional projection)
 Jap. Circulation J. 5, 45 (1939)

- 21) Lekven, J., K. Chatterjee, J.V. Tyberg, D. Stowe
 Pronounced dependence of ventricular endocardial
 QRS potentials on ventricular volume
 Brit. Heart J. 40, 891 (1978)

- 22) McCall, B., H. Wallace, H. Estes
 Characteristics of the **normal** vectorcardiogram
 recorded with the **Frank** lead system
 Amer. J. Cardiol. 10, 514 (1962)

- 23) McCaughan, D., D. Littmann, H. Pipberger
 Computeranalysis of the orthogonal electrocardiogram
 and vectorcardiogram in 939 cases with hypertensive
 cardiovascular disease
 Amer. Heart J. 85, 467 (1973)

- 24) McFee, R., A. Parungao
 An orthogonal lead system for clinical electro-
 cardiography
 Amer. Heart J. 62, 93 (1961)

- 25) v. Mengden, H.J.
 Vektorkardiographie: Computeranalyse bei Hypoxie
 und Belastungstest
 München-Berlin-Wien 1976

- 26) v. Mengden, H.J., K. Brodda
 Computeranalyse des korrigierten orthogonalen
 Kardiogramms: I Über das korrigierte, orthogonale
 Kardiogramm und die mathematische Definition vektor-
 kardiographischer Größen.
 Archiv Kreisl.-Forsch. 67, 123 (1972)

- 27) Mori, H., Y. Hidaka, K. Ohshita
Vectorcardiographic Criteria for the Diagnosis of
left ventricular Hypertrophy by means of linear
Discriminant Function with Mathematical Appendix.
Jap. Circulation J. 32, 1723 (1968)
- 28) Murata, K., H. Kurihara, S. Matushita
Significance of T-loop change in vectorcardiographic
diagnosis of left ventricular hypertrophy
Amer. Heart J. 73, 49 (1967)
- 29) Murata, K., H. Kurihara, S. Hosoda
Frank lead vectorcardiogram in left ventricular
hypertrophy
Jap. Heart J. 5, 543 (1964)
- 30) Nemati, M., J. Doyle, D. McCaughan
The orthogonal electrocardiogram in normal women.
Implications of sex differences in diagnostic electro-
cardiography
Amer. Heart J. 95, 12 (1978)
- 31) Neuhaus, K.L., F.K. Schmiel
Modellberechnungen zum Einfluß von Hypertrophie und
Dilatation auf die myokardialen Arbeitsbedingungen
des linken Ventrikels
Z. Kardiol. 68, 409 (1979)
- 32) Pipberger, H., R. Dunn, J. Cornfield
First and second generation computer programs for
diagnostic ECG and VCG classification
Proc. 12th Intern. Symp. Vectorcardiogr. Brüssel 1971
- 33) Pipberger, H., M. Goldmann, D. Littmann
Correlations of the orthogonal electrocardiogram and
vectorcardiogram with constitutional variables in
518 normal men.
Circulation 35, 536 (1967)

- 34) Romhilt, D., J. Greenfield, H. Estes
Vectorcardiographic Diagnosis of left ventricular
hypertrophy
Circulation 37, 15 (1968)
- 35) Sandler, H., H. Dodge
The use of single plane angiocardiograms for the
calculation of left ventricular volume in man
Amer. Heart J. 75, 725 (1968)
- 36) Schambach, H., J. Giegler, K. Großmann
Die Zeichen der Linkshypertrophie im korrigierten
orthogonalen Elektrokardiogramm nach Frank
Z. Kardiol. 63, 612 (1974)
- 37) Schellong F.
Vektorcardiographie des Herzens als klinische Methode
Klin. Wschr. 17, 453 (1938)
- 38) Schmitt, O., E. Simonson
The present status of vectorcardiography
Arch. Int. Med. 96, 574 (1955)
- 39) Siemens Volumat Compact: Betriebsanleitung
Erlangen 1976
- 40) Talbot, S., D. Kilpatrick, A. Jonathan
QRS voltage of the electrocardiogram in relation
to ventricular volume
Brit. Heart J. 39, 1109 (1977)
- 41) Toshima, H., Y. Koga, N. Kimura
Correlations between electrocardiographic, vector-
cardiographic and echocardiographic findings in
patients with left ventricular overload
Amer. Heart J. 94, 547 (1977)

- 42) Toyama, S., K. Suzuki, T. Ishiyama
Vectorcardiographic criteria of left and right
ventricular hypertrophy with the Frank system
Jap. Circulation J. 30, 189 (1966)
- 43) Upshaw, C.
Simplified clinically applicable vector cardiographic
diagnosis of left ventricular hypertrophy (Frank
lead system)
Amer. Heart J. 74, 749 (1967)
- 44) Varriale, D., J. Alfenito, R. Kennedy
The vectorcardiogram of left ventricular hypertrophy:
Analysis and criteria (Frank lead system)
Circulation 33, 569 (1966)
- 45) Vine, D., N. Finchum, A. Dodge
Comparison of the vectorcardiogram with the electro-
cardiogram in the prediction of left ventricular
size
Circulation 43, 547 (1977)
- 46) Wallace, A., B. McCall, H. Estes
The vectorcardiogram in left ventricular hypertrophy
Amer. Heart J. 63, 466 (1962)
- 47) Wilson, F., F. Johnston
The vectorcardiogram
Amer. Heart, J. 16, 14 (1938)
- 48) Wolff, L., R. Wolff, D. Miltiades
Vectorcardiographic diagnosis: A correlation with
autopsy findings in 167 cases
Circulation 23, 861 (1961)

- 49) Yankopoulos, N., K. Haisty, H. Pipberger
Computer Analysis of the Orthogonal Electro-
cardiogram and Vectorcardiogram in 257 patients
with Aortic Valve Disease
Amer. J. Cardiol. 40, 707 (1977)
- 50) Yano, K., H. Pipberger
Correlations between radiologic heart size and
orthogonal electrocardiograms in patients with
left ventricular overload
Amer. Heart J. 67, 44 (1964)

Lebenslauf

Am 29.5.1954 wurde ich, Rolf Gerd Schwanz, als Sohn des Bauingenieurs Albert Schwanz und seiner Ehefrau Käte, geb. Scholl, in Wiesbaden geboren.

Nach dem Umzug nach Mainz 1957 und vier Jahren Grundschule besuchte ich dort von 1965 an das mathematisch-naturwissenschaftliche Staatliche Gutenberg Gymnasium, an dem ich im Mai 1973 das Abitur ablegte.

Seit Oktober 1973 studierte ich an der Johannes Gutenberg Universität in Mainz Allgemeine Medizin (Ärztliche Vorprüfung August 1975, 1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung August 1976, 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung August 1978).

Nach dem praktischen Jahr in der Universitätsklinik Mainz mit Wahlfach Augenheilkunde legte ich am 9.11.1979 die Ärztliche Prüfung ab und erhielt am 20.11.1979 die Approbation als Arzt.

Seit Januar 1980 bin ich wehrpflichtiger Truppenarzt in Münster.

Mein besonderer Dank gilt Prof.Dr.H.J.v.Mengden
und Prof.Dr.H.Just für die freundliche Überlassung
des Themas und für ihre großzügige und umfassende
Unterstützung,
sowie Prof.Dr.J.Michaelis und Herrn R.Lippold
für die Betreuung in allen statistischen Fragen.
Die Durchführung der Arbeit wurde unterstützt
durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft, Projekt
Me 274/2.

Druckerei und Buchbinderei der Tierärztlichen Hochschule Hannover
Bischofsholer Damm 15 · 3000 Hannover 1